



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA**  
**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES**  
**INDUSTRIALES**

**“DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE ROBOT PARA**  
**REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON LESIONES EN**  
**RODILLAS CONTROLADO MEDIANTE DISPOSITIVOS**  
**MÓVILES”**

**TRABAJO DE TITULACIÓN**  
**Tipo: DISPOSITIVO TECNOLÓGICO**

Presentado para optar el grado académico de:  
**INGENIERA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES**  
**INDUSTRIALES**

**AUTORA: MERCY DALILA REA YANEZ**  
**DIRECTOR: ING JOSÉ ENRIQUE GUERRA SALAZAR**

Riobamba-Ecuador  
2019

**© 2019, Mercy Dalila Rea Yanez**

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Mercy Dalila Rea Yanez, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténtico. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.  
Riobamba, 09 de diciembre de 2019

**Mercy Dalila Rea Yanez**

**172258918-9**

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA**  
**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES**  
**INDUSTRIALES**

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo de titulación: Tipo: Dispositivo Tecnológico “**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE ROBOT PARA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON LESIONES EN RODILLAS CONTROLADO MEDIANTE DISPOSITIVOS MÓVILES**”, realizado por la señorita **MERCY DALILA REA YANEZ**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

**FIRMA**

**FECHA**

Ing. Freddy Chávez V.

**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL**

\_\_\_\_\_

Ing. José Enrique Guerra Salazar

**DIRECTOR DE TRABAJO DE TITULACIÓN**

\_\_\_\_\_

Ing. José Luis Morales

**MIEMBRO DEL TRIBUNAL**

\_\_\_\_\_

## **DEDICATORIA**

A mis padres por ser una bendición y acompañarme incondicionalmente en cada momento a lo largo de mi vida y de mis estudios, a mis hermanos, Ángel Omar porque extrañarte ha sido el mayor impulso para superarme cada día y Jesús Abel por las horas de juegos y risas compartidas, pero sobre todo por la compañía de estos últimos 4 años, a mi familia y amigos quienes con su apoyo me permitieron alcanzar una nueva meta.

**Mercy**

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios por la vida y la salud, a mis padres Ángel y Maricel por su paciencia, por sus invaluable enseñanzas, por su amor, por la confianza depositada en mí y por su apoyo incondicional.

A cada uno de los profesores y tutores de mí querida escuela por formarme y brindarme todo el conocimiento necesario para finalizar con éxito mis estudios.

A todos mis amigos por brindarme una amistad sincera, por su apoyo, por su comprensión, por los conocimientos adquiridos y por las experiencias compartidas.

**Mercy**

## TABLA DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xiii
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	xiv
RESUMEN.....	xv
SUMMARY.....	xvi
INTRODUCCIÓN.....	1

## CAPÍTULO I

<b>1.</b>	<b>MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>4</b>
<b>1.1</b>	<b>La anatomía de la rodilla humana .....</b>	<b>4</b>
<i>1.1.1</i>	<i>Huesos .....</i>	<i>5</i>
<i>1.1.2</i>	<i>Ligamentos .....</i>	<i>6</i>
<i>1.1.3</i>	<i>Músculos y tendones.....</i>	<i>7</i>
<i>1.1.4</i>	<i>Meniscos .....</i>	<i>8</i>
<i>1.1.5</i>	<i>Irrigación vascular e inervación .....</i>	<i>8</i>
<i>1.1.6</i>	<i>Biomecánica de la rodilla.....</i>	<i>9</i>
<i>1.1.6.1</i>	<i>Ejes de la rodilla .....</i>	<i>10</i>
<i>1.1.6.2</i>	<i>Movimiento Flexión-Extensión.....</i>	<i>11</i>
<i>1.1.7</i>	<i>Medidas antropométricas de la extremidad inferior .....</i>	<i>12</i>
<b>1.2</b>	<b>Lesiones de la rodilla .....</b>	<b>13</b>
<b>1.3</b>	<b>Procesos de rehabilitación.....</b>	<b>14</b>
<i>1.3.1</i>	<i>Movimiento pasivo continuo .....</i>	<i>15</i>
<b>1.4</b>	<b>Exoesqueletos robóticos .....</b>	<b>17</b>
<i>1.4.1</i>	<i>Dispositivos de rehabilitación de rodilla .....</i>	<i>17</i>
<b>1.5</b>	<b>Fundamentos para el diseño mecánico .....</b>	<b>19</b>
<i>1.5.1</i>	<i>Estudio cinemático .....</i>	<i>20</i>
<i>1.5.2</i>	<i>Sistema de movimiento .....</i>	<i>22</i>
<i>1.5.2.1</i>	<i>Selección de sistema de transmisión.....</i>	<i>23</i>
<i>1.5.3</i>	<i>Computo del tornillo de potencia .....</i>	<i>24</i>
<i>1.5.4</i>	<i>Cálculo de la potencia mecánica.....</i>	<i>28</i>
<i>1.5.5</i>	<i>Cálculo del torque del motor .....</i>	<i>29</i>
<b>1.6</b>	<b>Placas de desarrollo.....</b>	<b>29</b>

<b>1.6.1</b>	<b><i>Placa Arduino</i></b> .....	<b>29</b>
<b>1.6.2</b>	<b><i>Placa teensy 3.0</i></b> .....	<b>30</b>
<b>1.6.3</b>	<b><i>Placa Raspberry Pi 3 B</i></b> .....	<b>30</b>
<b>1.6.4</b>	<b><i>Comparación de las placas de desarrollo</i></b> .....	<b>31</b>
<b>1.7</b>	<b>Tecnologías de transmisión de datos</b> .....	<b>31</b>
<b>1.8</b>	<b>Actuador</b> .....	<b>32</b>
<b>1.8.1</b>	<b><i>Selección de motor</i></b> .....	<b>33</b>
<b>1.9</b>	<b>Sensores</b> .....	<b>33</b>
<b>1.9.1</b>	<b><i>Encoder</i></b> .....	<b>33</b>
<b>1.10</b>	<b>Software de programación</b> .....	<b>34</b>
<b>1.10.1</b>	<b><i>IDE Arduino</i></b> .....	<b>34</b>
<b>1.10.2</b>	<b><i>Solidworks 2018</i></b> .....	<b>34</b>
<b>1.10.3</b>	<b><i>Android</i></b> .....	<b>35</b>
<b>1.10.3.1</b>	<b><i>Arquitectura de Android</i></b> .....	<b>35</b>
<b>1.10.4</b>	<b><i>Android Studio</i></b> .....	<b>36</b>

## **CAPÍTULO II**

<b>2.</b>	<b>MARCO METODOLÓGICO</b> .....	<b>37</b>
<b>2.1</b>	<b>Requerimientos del prototipo de rehabilitación</b> .....	<b>37</b>
<b>2.1.1</b>	<b><i>Consolidación general del prototipo</i></b> .....	<b>37</b>
<b>2.2</b>	<b>Diseño mecánico del prototipo de rehabilitación</b> .....	<b>38</b>
<b>2.2.1</b>	<b><i>Diseño de las piezas</i></b> .....	<b>39</b>
<b>2.2.2</b>	<b><i>Caja de reducción</i></b> .....	<b>42</b>
<b>2.2.3</b>	<b><i>Chumaceras</i></b> .....	<b>42</b>
<b>2.2.4</b>	<b><i>Selección del material para la estructura</i></b> .....	<b>43</b>
<b>2.2.5</b>	<b><i>Diseño de la arquitectura del prototipo de rehabilitación</i></b> .....	<b>44</b>
<b>2.3</b>	<b>Diseño electrónico del prototipo de rehabilitación</b> .....	<b>45</b>
<b>2.3.1</b>	<b><i>Descripción de los elementos utilizados</i></b> .....	<b>45</b>
<b>2.3.1.1</b>	<b><i>Arduino mega2560</i></b> .....	<b>45</b>
<b>2.3.1.2</b>	<b><i>Bluetooth HC-05</i></b> .....	<b>46</b>
<b>2.3.1.3</b>	<b><i>Encoder rotatorio incremental MCT38A</i></b> .....	<b>46</b>
<b>2.3.1.4</b>	<b><i>Motor AMP Flow A28-400</i></b> .....	<b>47</b>
<b>2.3.1.5</b>	<b><i>Driver BTS7960</i></b> .....	<b>48</b>
<b>2.3.1.6</b>	<b><i>Finales de carrera</i></b> .....	<b>49</b>
<b>2.3.1.7</b>	<b><i>Paros de emergencia</i></b> .....	<b>49</b>
<b>2.3.1.8</b>	<b><i>Contactador MC-22b</i></b> .....	<b>49</b>



2.3.1.9	<i>Fuente de energía del prototipo</i> .....	50
2.3.2	<i>Descripción y diagrama de conexión del prototipo de rehabilitación</i> .....	50
2.4	<b>Diseño del software para el prototipo de rehabilitación</b> .....	54
2.4.1	<i>Requerimientos el software del prototipo</i> .....	54
2.4.2	<i>Diagrama de flujo del programa del prototipo</i> .....	54
2.4.3	<i>Programación en Android Studio</i> .....	58
2.4.3.1	<i>SQLite</i> .....	59
2.4.3.2	<i>Descripción de las opciones de la aplicación móvil</i> .....	60

### **CAPÍTULO III**

3.	<b>ANÁLISIS Y RESULTADOS DEL PROTOTIPO</b> .....	62
3.1	<b>Evaluación de la estructura mecánica</b> .....	62
3.2	<b>Validación del encoder en modo manual</b> .....	62
3.3	<b>Validación del encoder en modo automático</b> .....	65
3.4	<b>Evaluación del envío de datos</b> .....	66
3.5	<b>Análisis de la conexión a Bluetooth</b> .....	67
3.6	<b>Consumo de energía del prototipo</b> .....	68
3.7	<b>Análisis económico del prototipo</b> .....	69
3.8	<b>Grado de aceptación del prototipo</b> .....	70

<b>CONCLUSIONES</b> .....	72
---------------------------	----

<b>RECOMENDACIONES</b> .....	73
------------------------------	----

### **BIBLIOGRAFÍA**

### **ANEXOS**

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-1:</b>	Planos y ejes de acuerdo al movimiento .....	10
<b>Tabla 2-1:</b>	Dimensiones las la extremidad inferior .....	13
<b>Tabla 3-1:</b>	Porcentaje corporal correspondiente a la extremidad inferior .....	13
<b>Tabla 4-1:</b>	Cuadro comparativo del sistema de transmisión .....	24
<b>Tabla 5-1:</b>	Cuadro comparativo de las características de las tarjetas de desarrollo .....	31
<b>Tabla 6-1:</b>	Cuadro comparativo de motores .....	33
<b>Tabla 7-1:</b>	Cuadro comparativo de encoders rotativos. ....	34
<b>Tabla 1-2:</b>	Parámetros de diseño .....	41
<b>Tabla 2-2:</b>	Cuadro comparativo de material de la estructura .....	43
<b>Tabla 1-3:</b>	Mediciones de ángulos sin paciente .....	63
<b>Tabla 2-3:</b>	Mediciones de ángulo con un paciente.....	64
<b>Tabla 3-3:</b>	Mediciones realizadas sin presencia de paciente.....	65
<b>Tabla 4-3:</b>	Mediciones realizadas con presencia de paciente.....	65
<b>Tabla 5-3:</b>	Desviación estándar y coeficiente de variación con y sin paciente .....	66
<b>Tabla 6-3:</b>	Resumen de datos enviados .....	66
<b>Tabla 7-3:</b>	Conexión entre dispositivos .....	67
<b>Tabla 8-3:</b>	Potencia del consumo del prototipo .....	68
<b>Tabla 9-3:</b>	Análisis económico del prototipo de rehabilitación implementado .....	69
<b>Tabla 10-3:</b>	Evaluación del grado de aceptación prototipo de rehabilitación .....	71

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-1:</b>	La rodilla a) Vista superficial anterior b) Vista posterior profunda .....	4
<b>Figura 2-1:</b>	Fémur, rótula, tibia y peroné a) Vista anterior b) Vista posterior .....	5
<b>Figura 3-1:</b>	Ligamentos de la rodilla .....	6
<b>Figura 4-1:</b>	Músculos de la rodilla .....	7
<b>Figura 5-1:</b>	Vista superior de los meniscos .....	8
<b>Figura 6-1:</b>	Anastomosis arteriales de la rodilla .....	9
<b>Figura 7-1:</b>	Planos y ejes del cuerpo .....	10
<b>Figura 8-1:</b>	Eje de movimiento de la rodilla.....	11
<b>Figura 9-1:</b>	a) Flexión b) Extensión de la rodilla.....	12
<b>Figura 10-1:</b>	Medidas antropométricas de la extremidad inferior.....	12
<b>Figura 11-1:</b>	a) Movilidad pasiva, b) Dispositivo de movimiento pasivo continuo .....	16
<b>Figura 12-1:</b>	Dispositivo final de SCPM.....	18
<b>Figura 13-1:</b>	Diseño del prototipo .....	18
<b>Figura 14-1:</b>	Funcionamiento del exoesqueleto.....	19
<b>Figura 15-1:</b>	Prototipo de rehabilitación pasiva .....	19
<b>Figura 16-1:</b>	Modelo para el análisis cinemático.....	20
<b>Figura 17-1:</b>	Transmisión piñón-cadena.....	22
<b>Figura 18-1:</b>	Transmisión piñón-cremallera.....	23
<b>Figura 19-1:</b>	Tornillo-tuerca.....	23
<b>Figura 20-1:</b>	Rosca Cuadrada.....	24
<b>Figura 21-1:</b>	Tuerca de la rosca cuadrada.....	25
<b>Figura 22-1:</b>	Rosca cuadrada simple .....	26
<b>Figura 23-1:</b>	DCL a) al subir la carga b) al bajar la carga .....	26
<b>Figura 24-1:</b>	Placa Arduino MEGA .....	29
<b>Figura 25-1:</b>	Placa Teensy 3,0.....	30
<b>Figura 26-1:</b>	Raspberry Pi 3 B .....	30
<b>Figura 27-1:</b>	Arquitectura de Android.....	35
<b>Figura 1-2:</b>	Concepción general del prototipo de rehabilitación.....	38
<b>Figura 2-2:</b>	Diagrama de bloques del diseño mecánico .....	39
<b>Figura 3-2:</b>	Barras de soporte y estructura base.....	39
<b>Figura 4-2:</b>	Caja de reducción .....	42
<b>Figura 5-2:</b>	Chumaceras .....	42
<b>Figura 6-2:</b>	Diseño mecánico en Solidworks del prototipo .....	43

<b>Figura 7-2:</b>	Construcción del prototipo de rehabilitación .....	44
<b>Figura 8-2:</b>	Diagrama de bloque del proceso para la consolidación del prototipo .....	44
<b>Figura 9-2:</b>	Arduino Mega 2560.....	45
<b>Figura 10-2:</b>	Módulo Bluetooth HC-05.....	46
<b>Figura 11-2:</b>	Encoder Rotativo.....	47
<b>Figura 12-2:</b>	Motor DC .....	47
<b>Figura 13-2:</b>	Driver BTS7960 .....	48
<b>Figura 14-2:</b>	Final de carrera.....	49
<b>Figura 15-2:</b>	Pulsadores paro de emergencia.....	49
<b>Figura 16-2:</b>	Contactador MC-22B .....	50
<b>Figura 17-2:</b>	Fuente de 12V a 20A.....	50
<b>Figura 18-2:</b>	Diagrama de conexión eléctrico .....	51
<b>Figura 19-2:</b>	Diagrama de conexión de la parte electrónica del prototipo .....	52
<b>Figura 20-2:</b>	Diseño PCB del prototipo de rehabilitación .....	53
<b>Figura 21-2:</b>	Placa PCB para el prototipo.....	53
<b>Figura 22-2:</b>	Caja de control .....	54
<b>Figura 23-2:</b>	Diagrama de flujo de la programación de Arduino.....	55
<b>Figura 24-2:</b>	Diagrama de flujo de la función potenciómetro.....	56
<b>Figura 25-2:</b>	Diagrama de flujo de la función en modo automático .....	57
<b>Figura 26-2:</b>	Diagrama de flujo de la programación en Android Studio .....	58
<b>Figura 27-2:</b>	Estructura de la base de datos para el prototipo .....	60
<b>Figura 28-2:</b>	a) Pantalla de inicio, b) Modo Manual, c) Inicio de sesión.....	60
<b>Figura 29-2:</b>	a) Perfil de usuario, b) Programar rutina o evento c) Modo automático .....	61
<b>Figura 30-2:</b>	a) Editar información, b) Historia Clínica .....	61
<b>Figura 1-3:</b>	Estructura del prototipo terminado .....	62
<b>Figura 2-3:</b>	a) Medición del encoder, b) Medición con un graduador .....	63
<b>Figura 3-3:</b>	a) Medición de Amperaje b) Medición de Voltaje.....	69
<b>Figura 4-3:</b>	Interacción del prototipo con el paciente .....	70

## ÍNDICE DE ANEXOS

- Anexo A:** Coeficientes de fricción por deslizamiento
- Anexo B:** Características de las Chumaceras
- Anexo C:** Características del Acero Suave
- Anexo D:** Características del Arduino Mega 2560
- Anexo E:** Características del Encoder
- Anexo F:** Especificaciones técnicas del motor
- Anexo G:** Características del puente H
- Anexo H:** Certificado del Centro de rehabilitación “CENREFK” de la ciudad de Riobamba
- Anexo I:** Código del programa de Arduino
- Anexo J:** Código de la programación en Android Studio

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

<b>°:</b>	Grados
<b>MPC:</b>	Movimiento Pasivo Continuo
<b>SCPM:</b>	Smart Continuous Passive Motion
<b>PWM:</b>	Pulse Width Modulation
<b>RPM:</b>	Revolución por minuto
<b>GDL:</b>	Grados de libertad
<b>GSM:</b>	Global System for Mobile
<b>USB:</b>	Universal Serial Bus
<b>ISM:</b>	Industrial, Scientific and Medica
<b>INEC:</b>	Instituto Nacional de Estadística y Censo
<b>Nm:</b>	Newton metro
<b>lb:</b>	Libra
<b>lb in:</b>	Libra pulgada
<b>km:</b>	Kilómetro
<b>m:</b>	Metro
<b>in:</b>	Pulgada
<b>cm:</b>	Centímetro
<b>mm:</b>	Milímetro
<b>Kg:</b>	Kilogramo
<b>g:</b>	Gramo
<b>GHz:</b>	Gigahertz
<b>MHz:</b>	Megahertz
<b>kbps:</b>	Kilo bits por segundo
<b>HP:</b>	Horse Power
<b>ppr:</b>	Pulsos por revolución
<b>DCL:</b>	Diagrama de cuerpo libre
<b>V:</b>	Voltaje
<b>A:</b>	Amperios

## RESUMEN

En el presente trabajo de investigación se desarrolló un prototipo electrónico de robot para la rehabilitación de pacientes con lesiones en rodilla controlado mediante dispositivos móviles. Para seleccionar los elementos a emplear se usó la metodología comparativa, se evaluó principalmente la funcionalidad, el costo y la confiabilidad. El sistema consta de tres etapas: el diseño mecánico, electrónico y *software*. La estructura mecánica tiene un sistema de transmisión por medio de un tornillo de potencia, garantizando la transformación del movimiento giratorio emitido por el motor a un movimiento lineal asegurando el desplazamiento de 120° en flexión a 0° en extensión necesaria para la rehabilitación. La segunda etapa del prototipo se alimenta por medio de una fuente de 12V alimentada a la red eléctrica, se controla mediante un Arduino MEGA 2560 el cual recibe los datos enviados por Bluetooth, un encoder rotatorio y dos finales de carrera. Finalmente, la tercera etapa consta de dos modos de operación, el primero denominado modo manual admite variar la velocidad por medio de un potenciómetro. El segundo llamado modo inalámbrico consta de una aplicación móvil con una base de datos local la cual permite almacenar los datos del paciente con su respectiva rutina de rehabilitación. Como resultado de las pruebas se concluye que el prototipo puede ser controlado mediante un dispositivo móvil hasta una distancia de 7,5m. Tiene un ángulo de error en operación de 2° con y sin paciente, y de acuerdo con expertos no afecta en el proceso de rehabilitación lo cual le hace fiable para la terapia. Se recomienda agregar al prototipo sensores musculares con el fin de monitorear las señales transmitidas y poder guardarlas en una base de datos para permitir un posterior análisis.

**PALABRAS CLAVES:** <ROBÓTICA>, <PROTOTIPO INALÁMBRICO>, <EQUIPO DE REHABILITACIÓN>, <REHABILITACIÓN PASIVA>, <TRANSMISIÓN DE DATOS>, <COMUNICACIÓN INALÁMBRICA>, <BLUETOOTH>, <APLICACIÓN MÓVIL>.

## SUMMARY

In this research project an electronic robot prototype was developed for the rehabilitation of patients with knee injuries controlled by mobile devices. In order to select the elements to be used, the comparative methodology was carried out, mainly the functionality, cost and reliability were evaluated. The system consists of three stages: mechanical, electronic and software design. The mechanical structure has a transmission system by means of a power screw, guaranteeing the transformation of the rotating movement emitted by the motor to a linear movement ensuring the displacement of 120° in flexion to 0° in extension to be necessary for rehabilitation. The second stage of the prototype is powered by a 12V power supply to the electricity grid, controlled by an Arduino MEGA 2560 which receives data sent by Bluetooth, a rotary encoder and two limit switches. Finally, the third stage consists of two operational modes, the first called manual mode that allows to vary the speed by means of a potentiometer. The second called wireless mode consists of a mobile application with a local database which allows the patient's data to be stored with their respective rehabilitation routine. As a result of the tests, it is concluded that the prototype can be controlled by a mobile device up to a distance of 7.5m. It has an operating error angle of 2° with and without a patient, and according to experts it does not affect the rehabilitation process which makes it reliable for therapy. It is recommended to add muscle sensors to the prototype in order to monitor the transmitted signals and be able to store them in a database to permit further analysis.

**KEY WORDS:** <ROBOTICS>, <WIRELESS PROTOTYPE>, <REHABILITATION EQUIPMENT>, <PASSIVE REHABILITATION>, <DATA TRANSMISSION>, <WIRELESS COMMUNICATION>, <BLUETOOTH>, <MOBILE APPLICATION>.



## INTRODUCCIÓN

Las personas durante su vida cotidiana viven expuestas a sufrir lesiones en las diferentes articulaciones del cuerpo humano tanto en las extremidades superiores como en las extremidades inferiores, este problema se provoca debido al desgaste natural del cuerpo, accidentes o lesiones al practicar actividades deportivas, las más comunes son fracturas, dislocaciones, desgarres, luxaciones, esguinces, atrofas o incapacidad de mover la articulación afectada.

La rodilla es la articulación más importante del cuerpo humano, pues permite acciones como caminar y correr, lo cual la hace sensible a sufrir impactos directos de alta energía, generando traumatismos que causan lesiones muy complejas, estas ameritan rehabilitación o intervención quirúrgica. Debido a esto inmediatamente después de la operación se requiere de rehabilitación, ya sea activa o pasiva (Paolo, 2012).

Las afectaciones de rodilla más frecuentes según la edad y sexo son: en niños y adolescentes padecen de osteocondrosis y osteocondritis de preferencia en hombres, menisco lateral discoide y luxación de la rótula sobre todo en mujeres. Los jóvenes sufren de lesión en meniscos o ligamentos con más frecuencia en varones y condropatía en mujeres. Los adultos y ancianos soportan lesiones meniscales degenerativas, enfermedades inflamatorias o metabólicas como artritis reumatoide, condrocalcinosis y gota (Martínez, 2015).

A nivel mundial las lesiones deportivas son consideradas un serio problema, pues solo en Estados Unidos durante el año 2014 se registró las lesiones deportivas de más riesgo, donde el 55% son de rodilla (Walker, 2018). En España mediante un estudio de casos se pudo determinar que el 69,3% de lesiones se produce en el miembro inferior (García González et al., 2015). En un estudio de las lesiones deportivas en atletas de alto rendimiento de la provincia Las Tunas se encontró el porcentaje más elevado de lesiones en los miembros inferiores con un 47,7% producido por practicar deportes como el fútbol, hockey y taekwondo (Barceló, 2014).

En el Ecuador según el registro de egresos hospitalarios del 2014 el diagnóstico de luxación, esguince y torcedura de la rodilla tuvo un total de 2973 salidas hospitalarias, de las cuales el 72,8% son hombres y el 27,2% son mujeres. Del total de resultados el 73% están entre las edades de 25 a 64 años y el resto se reparte entre las demás edades (INEC, 2014).

En la actualidad existe diferentes técnicas de rehabilitación, una de estas es el movimiento pasivo continuo o MPC el cual consiste en proporcionar desplazamientos regulares mediante una

máquina y según estudios realizados este proceso mejora en un rango de 2 a 5% la amplitud de movimiento flexión-extensión en comparación a personas que no recibieron este tratamiento (Harvey, Brosseau y Herbert, 2014). Aunque en el mercado si existen dispositivos para la rehabilitación postoperatorio de rodillas, sin embargo, estos tienen un alto costo de adquisición y mantenimiento.

Después de realizar una indagación sobre estos equipos se encontró: en la Universidad Tecnológica de North Bangkok se desarrolló una investigación sobre “Design and Development of a Smart Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation”, este consiste en controlar todo el dispositivo mediante una pantalla LCD táctil de siete pulgadas y opera de cuatro modos, los cuales son manual, auto run, intermitente y progresivo (Umchid y Taraphongphan, 2016). En la Universidad de Cuenca los autores Pablo Loja y Andrés Ordoñez en cambio diseñaron y construyeron un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación con discapacidad moderada o inferior, este equipo consiste en controlar mediante una aplicación móvil, se comunica mediante Bluetooth además contiene una base de datos, esta permite inspeccionar las rutinas de rehabilitación por medio de caminata asistida (Loja Duchi y Ordóñez Torres, 2016). Por último, en la Escuela Superior Politécnica del Ejercito se desarrolló el tema “Diseño y construcción de un sistema de rehabilitación pasivo para la rodilla”, este se controla mediante una pantalla táctil que presenta el modo manual y automático para ejecutar las rutinas de rehabilitación (Urgilés, 2015).

En base a las investigaciones analizadas se propone el desarrollo de un prototipo de robot para rehabilitación de pacientes con lesiones en rodilla controlado mediante dispositivos móviles, este consiste en enviar datos por medio de Bluetooth al microcontrolador para garantizar el movimiento flexión-extensión. Esta investigación está acorde con el Plan Nacional del Buen Vivir, en el objetivo 1 el cual dice “*Garantizar una vida digna con iguales oportunidades para todas las personas*” (Senplades, 2017).

## **FORMULACIÓN DEL PROBLEMA**

¿Cómo desarrollar un prototipo de robot para rehabilitación de pacientes con lesiones en rodilla controlado mediante dispositivos móviles?

## **OBJETIVO GENERAL**

Desarrollar un prototipo de robot para rehabilitación de pacientes con lesiones en rodilla controlado mediante dispositivos móviles.

## OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Estudiar el proceso para la rehabilitación de rodillas lesionadas.
- Establecer los requerimientos que debe cumplir el prototipo de robot a implementar.
- Seleccionar el diseño que permitan cumplir con los requerimientos establecidos en esta investigación.
- Determinar los requerimientos *hardware* y *software* necesarios que permitan implementar el diseño seleccionado.
- Evaluar si el prototipo implementado cumple con los requerimientos planteados al inicio de la investigación.

Para el desarrollo de esta investigación es útil valerse de los siguiente métodos y técnicas:

- **Revisión documental:** con el objetivo de adquirir información relacionada con el funcionamiento de los dispositivos empleados.
- **Sistematización:** en función a la revisión bibliográfica, se experimenta el proceso más conveniente en la implementación del prototipo.
- **Análisis y síntesis:** permite la evaluación de los resultados para la obtención de conclusiones y recomendaciones.
- **Experimentación:** consiste en la realización de pruebas en el dispositivo físico, con el fin de verificar el correcto funcionamiento.
- **Observación:** para la comparación de los resultados obtenidos, en cada una de las pruebas.
- **Estadística:** se emplea para interpretar los resultados obtenidos para determinar la precisión del equipo y el grado de aceptación del prototipo al realizar la rehabilitación.

## CAPÍTULO I

### 1. MARCO TEÓRICO

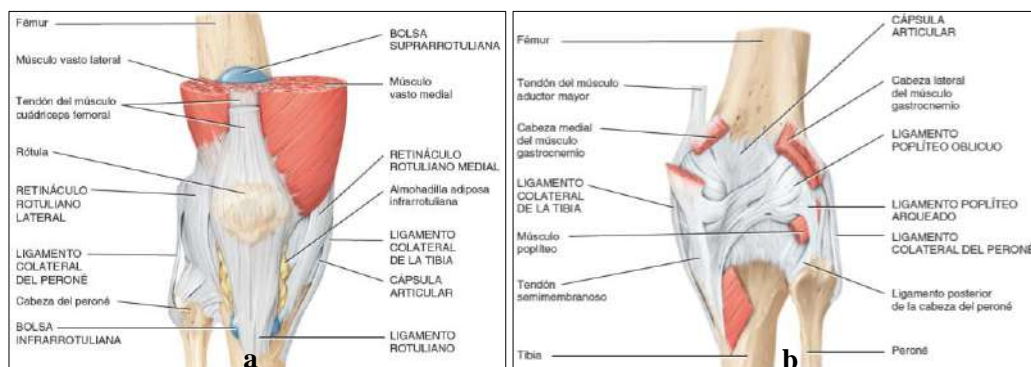
En el presente capítulo se realiza una exploración bibliográfica de los aspectos tomados en cuenta para llevar a cabo el trabajo de investigación. Se considera conceptos generales acerca de la anatomía de la rodilla humana, las principales lesiones de la rodilla, los procesos de rehabilitación y finalmente se determina el *hardware* y *software* necesario para implementar el prototipo.

#### 1.1 La anatomía de la rodilla humana

La rodilla se ubica en la región intermedia del miembro inferior, esta articulación es la más grande y compleja del cuerpo humano, pues se encuentra conformada por tres articulaciones con una sola cavidad sinovial (Tortora y Derrickson, 2006), consta de:

- La articulación entre el fémur y la tibia, la cual soporta el peso.
- La articulación tibiofemoral, entre el cóndilo medial del fémur, el menisco medial y el cóndilo medial de la tibia.
- La articulación entre la rótula y el fémur, misma permite dirigir la tracción del músculo cuádriceps femoral en sentido anterior sobre la rodilla hasta la tibia evitando el desgaste del tendón.

La rodilla está formada por elementos óseos, ligamentos, músculos, tendones, meniscos, cartílago y más, como se puede apreciar en la figura 1-1.



**Figura 1-1:** La rodilla a) Vista superficial anterior b) Vista posterior profunda

**Fuente:** (Tortora y Derrickson, 2006)

### 1.1.1 Huesos

La rodilla se conforma por tres huesos, fémur, tibia y rótula, los cuales se conectan mediante la cápsula articular (Tortora y Derrickson, 2006).

- **Fémur:** es el hueso más largo del cuerpo humano, constituye por sí solo el soporte del muslo. Se conecta en la parte superior en la cadera con el hueso coxal y llega al extremo inferior con la rodilla en donde se divide en dos, una porción se articula con la rótula y la otra lo hace con la tibia mediante los dos cóndilos femorales, como se observa en la figura 2-1.
- **Tibia:** se articula en su extremo proximal con el fémur y el peroné, y en su extremo distal, con el peroné y el astrágalo del tobillo. La tibia y el peroné como se observa en la figura 2-1, están unidos por una membrana interósea.
- **Rótula:** es un hueso pequeño, triangular, localizado por delante de la rodilla. La rótula aumenta la acción de palanca del tendón del músculo cuádriceps femoral, mantiene la posición del tendón cuando la rodilla está flexionada y protege la rodilla.



**Figura 2-1:** Fémur, rótula, tibia y peroné a)Vista anterior b)Vista posterior

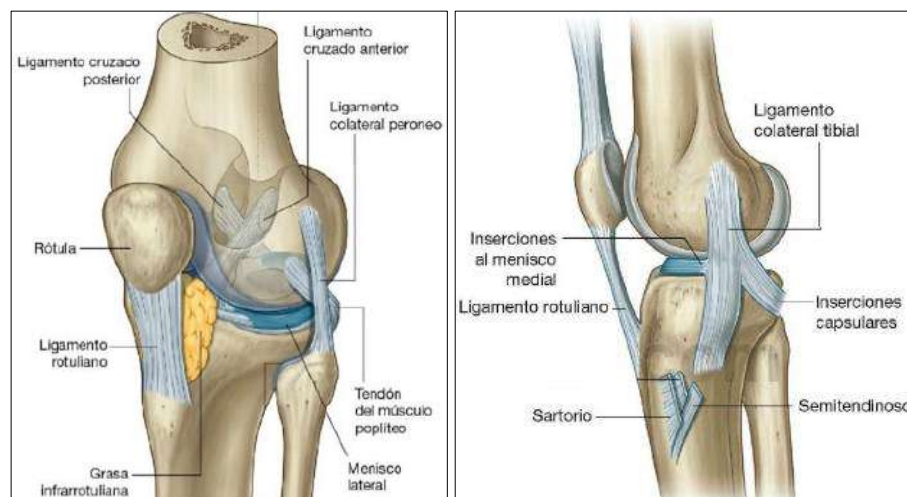
Fuente: (Tortora y Derrickson, 2006)

- **Cápsula articular:** es un mango fibroso, rodea el extremo inferior del fémur y el extremo superior de la tibia, manteniéndolos en contacto entre sí, además constituye las paredes no óseas de la cavidad articular (Kapandji, 2012).

### 1.1.2 Ligamentos

Estos tejidos son fibrosos y elásticos, articulan a los huesos para admitir movimientos en todas las articulaciones. En la figura 3-1 se puede apreciar los ligamentos involucrados con la rodilla, los cuales son (Drake, Vogl y Mitchell, 2015):

- **Ligamento rotuliano:** es la continuación del tendón del cuádriceps femoral por debajo de la rótula.
- **Ligamentos colaterales:** se ubican uno a cada lado de la rodilla y estabilizan el movimiento en bisagra de la rodilla, estos son:
  - **Ligamento colateral peroneo:** su forma es de cordón, se inserta a nivel superior al epicóndilo femoral lateral y a nivel inferior se inserta en una depresión de la superficie lateral de la cabeza del peroné.
  - **Ligamento colateral tibial:** es ancho y plano, se inserta en gran parte de su superficie profunda en la membrana fibrosa subyacente.
- **Ligamentos cruzados:** se ubican en la región intercondílea de la articulación y conectan el fémur y la tibia, estos son:
  - **Ligamento cruzado anterior:** se incrusta en una carilla de la parte anterior del área intercondílea de la tibia y asciende en sentido posterior para incrustarse en una carilla de la porción posterior de la pared lateral del fémur.
  - **Ligamento cruzado posterior:** se incrusta en la cara posterior del área intercondílea de la tibia y asciende en sentido anterior para incrustarse en la pared medial de la fosa intercondílea del fémur.



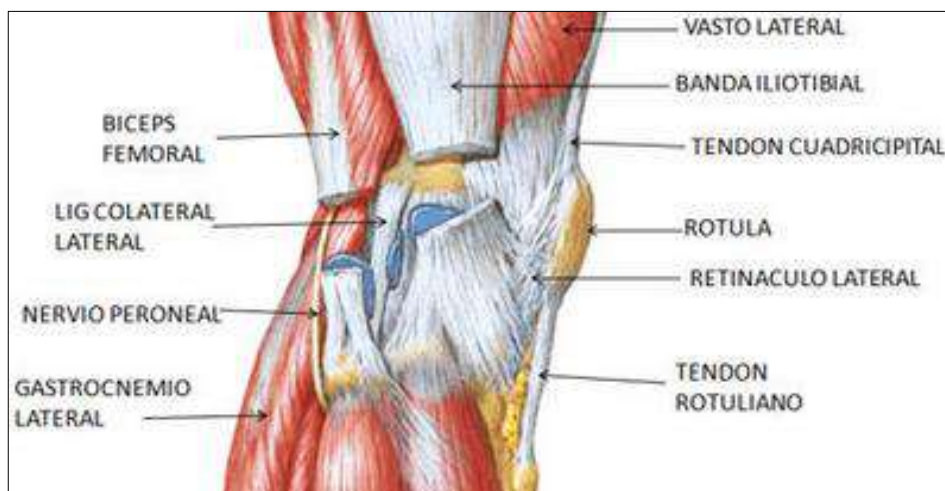
**Figura 3-1:** Ligamentos de la rodilla

**Fuente:** (Drake, Vogl y Mitchell, 2015)

### 1.1.3 Músculos y tendones

En la figura 4-1 se observa los músculos y tendones, estos permiten poner en movimiento la rodilla, principalmente de flexión y extensión, por eso se clasifican en (Viladot, 2012):

- **Extensores:** el cuádriceps femoral es el músculo más importante, se conforma por el recto anterior, vasto interno, vasto externo, y vasto intermedio, todos se unen con el tendón cuádriceps el cual es el de mayor tamaño, este tendón sujeta a la rótula en la parte superior, pasa por arriba de ella y se convierte después en el tendón rotuliano. Se encarga de mantener el equilibrio al extender la rodilla para deslizarse correctamente sobre la escotadura intercondílea.
- **Flexores:** se encuentran en la parte posterior del músculo, los cuales son:
  - **Semitendinoso y semimembranoso:** debido a su posición interna provoca una rotación interna de la pierna al ser flexionada.
  - **Bíceps femoral:** debido a su posición lateral ejecuta una rotación externa tras la flexión.
  - **La pata de ganso:** o músculos isquiotibiales, es la unión tendinosa común de los músculos semitendinoso, recto interno y sartorio.
  - **Músculo gastrocnemio:** o gemelo, se inserta en la cara posterior del fémur y desciende hasta el talón.
  - **Poplíteo:** Desde el cóndilo externo a la tibia se encuentra el poplíteo, además de flexionar le da una rotación externa a la rodilla.



**Figura 4-1:** Músculos de la rodilla

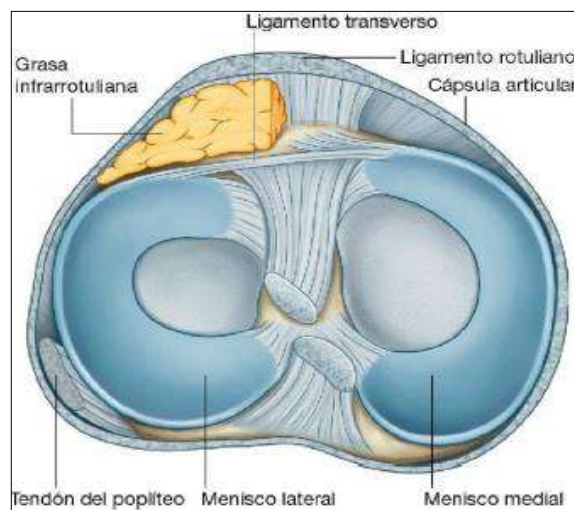
**Fuente:** (Cintilla iliotibial - Panorama Deportivo)

#### 1.1.4 Meniscos

La rodilla tiene dos meniscos, los cuales son cartílagos fibrocartilaginosos en forma de C, uno medial y otro lateral como se observa en la figura 5-1. Los dos son insertados por cada extremo a carillas situadas en la región intercondílea de la meseta tibial (Drake, Vogl y Mitchell, 2015).

- **El menisco medial:** se implanta alrededor de su borde a la cápsula de la articulación y al ligamento colateral tibial.
- **El menisco lateral:** a diferencia del anterior, este no se une a la cápsula, por lo cual el menisco lateral es más móvil en comparación al medial.

Los meniscos sirven para mejorar la congruencia entre los cóndilos femorales y tibiales durante los movimientos articulares (Drake, Vogl y Mitchell, 2015).



**Figura 5-1:** Vista superior de los meniscos

Fuente: (Drake, Vogl y Mitchell, 2015)

Las bolsas mas importantes alrededor de la rodilla son:

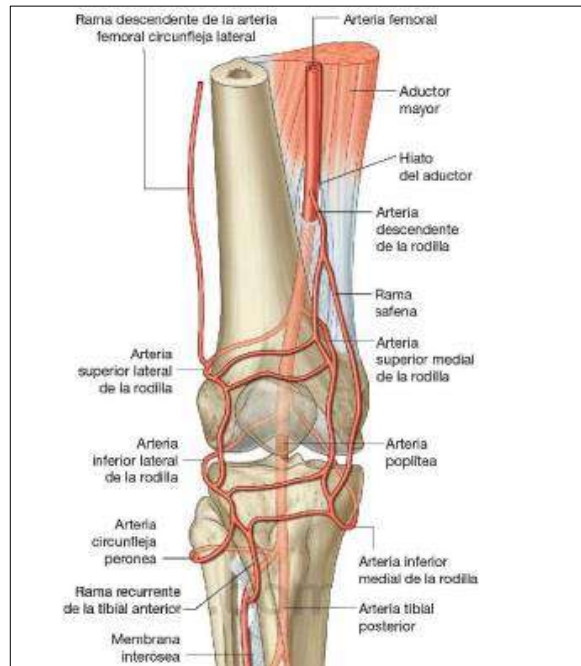
- Bolsa prerrotuliana, entre la rótula y la piel.
- Bolsa infrarrotuliana, entre la región superior de la tibia y el ligamento rotuliano.
- Bolsa suprarrotuliana, entre la zona inferior del fémur y la superficie profunda del músculo cuádriceps femoral (Tortora y Derrickson, 2006).

#### 1.1.5 Irrigación vascular e inervación

La rodilla se irriga por medio de ramas descendentes, de las arterias femoral, poplítea y circunfleja femoral lateral en el muslo y de la arteria circunfleja peronea y las ramas recurrentes de la arteria



tibial anterior en la pierna. Estos vasos forman una red anastomótica alrededor de la articulación. La rodilla se inerva por ramas de los nervios obturador, femoral, tibial y peroneo común (Drake, Vogl y Mitchell, 2015), como se observa en la figura 6-1.



**Figura 6-1:** Anastomosis arteriales de la rodilla

Fuente: (Drake, Vogl y Mitchell, 2015)

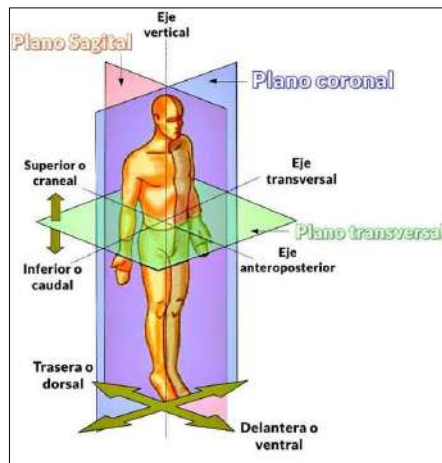
#### **1.1.6 Biomecánica de la rodilla**

Esta rama de la medicina estudia el movimiento y las actividades de los seres vivos en diferentes situaciones, junto a la relación entre la fuerza y movimientos en los seres vivos, para este estudio se necesita conocimientos de la mecánica, anatomía, fisiología, ingeniería, entre otras disciplinas para entender el efecto producido en nuestro cuerpo (Sport, 2019). En esta investigación es para tener una idea clara del diseño del dispositivo para la rehabilitación de la rodilla, pues presenta una biomecánica muy compleja.

La rodilla principalmente cuenta con un grado de libertad de movimiento, la flexión y extensión. Este movimiento permite aproximar o alejar en mayor o menor medida el extremo del miembro con respecto al suelo. La rodilla trabaja en compresión bajo la acción de la gravedad (Kapandji, 2012).

La articulación tiene un segundo grado de libertad, la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, sin embargo, este aparece cuando la rodilla se encuentra flexionada (Kapandji, 2012).

Los planos y ejes del cuerpo humano se observan en la figura 7-1, son muy importantes para entender mejor la ubicación de las diferentes partes del cuerpo.



**Figura 7-1:** Planos y ejes del cuerpo

Fuente: (Ceballos, 2019)

En la tabla 1-1 se muestra los planos y ejes pertinentes de acuerdo a los principales movimientos.

**Tabla 1-1:** Planos y ejes de acuerdo al movimiento

MOVIMIENTO	PLANO	EJE
<b>Flexión – Extensión</b>	Sagital o medial	Transversal
<b>Rotación interna - externa</b>	Coronal o Frontal	Anteroposterior o sagital
<b>Abducción - aducción</b>	Transversal o axial	Vertical o longitudinal

Fuente: (Ceballos, 2019)

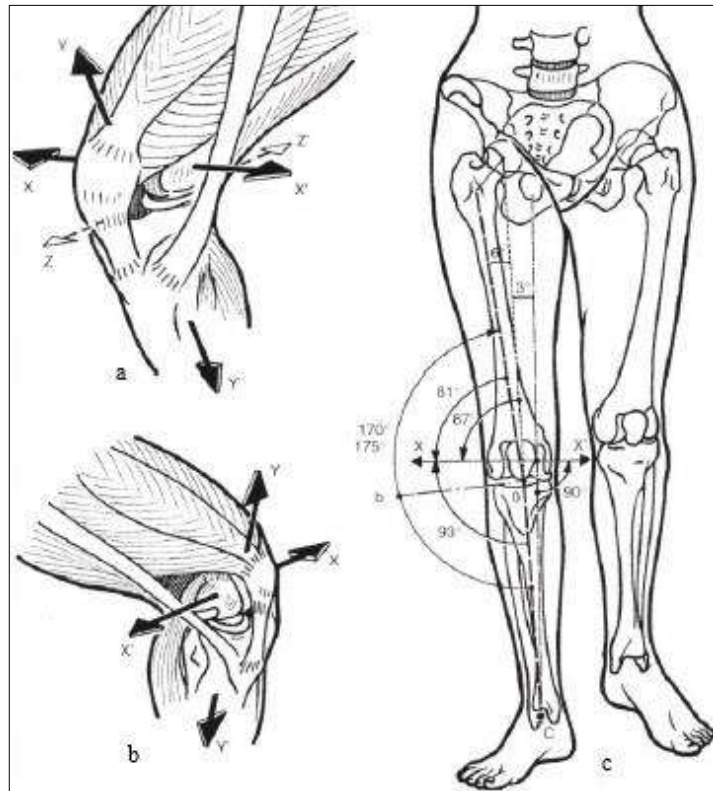
Realizador por: Mercy Rea; 2019

#### 1.1.6.1 Ejes de la rodilla

El primer grado de libertad está restringido por el eje transversal, en torno al cual se desarrollan movimientos de flexo-extensión en un plano sagital como se observa en la figura 8-1 a y b. Al mismo tiempo visto desde el plano frontal, el eje transversal atraviesa los cóndilos femorales horizontalmente, formando un ángulo de  $81^\circ$  con el fémur y  $93^\circ$  con la pierna como se muestra en la figura 8-1 c, razón por la cual, cuando la rodilla esta flexionada completamente, el eje de la pierna no se posiciona exactamente tras el eje del fémur, pues el eje del fémur no se encuentra exactamente en la prolongación del eje de la pierna, formando un ángulo hacia fuera de  $170^\circ$  a  $175^\circ$ , siendo este el valgus fisiológico de la rodilla, que puede presentar variaciones patológicas además de las variaciones de género, pues la cadera está más separada entre sí con respecto a los tobillos, entonces el eje mecánico del miembro inferior es ligeramente oblicuo hacia afuera y

adentro pues forma un ángulo de  $3^\circ$ , el cual es más pronunciado en el caso de la mujer (Kapandji, 2012).

El segundo grado de libertad es la rotación en torno al eje longitudinal con la pierna, cuando la rodilla está en flexión como se observa en la figura 8-1 a y b.



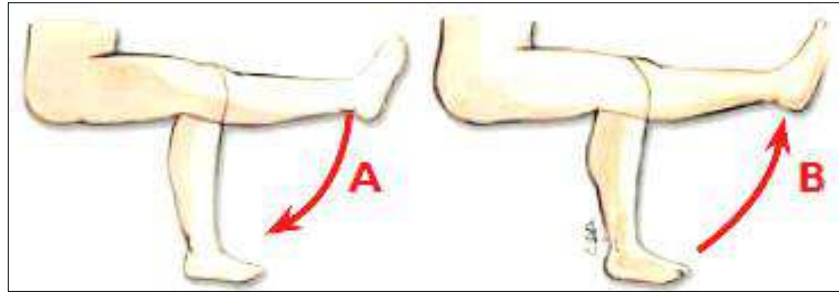
**Figura 8-1:** Eje de movimiento de la rodilla

Fuente: (Kapandji, 1998)

#### 1.1.6.2 Movimiento Flexión-Extensión

El movimiento principal de la rodilla es la flexión – extensión.

- **Flexión:** es el movimiento en el cual se aproxima la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo (Kapandji, 2012), como se muestra en la figura 9-1 a. La amplitud de la flexión depende de la posición de la cadera y con las modalidades del propio movimiento.
- **Extensión:** es el movimiento en el cual aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo (Kapandji, 2012), como se muestra en la figura 9-1 b, aunque la posición del miembro inferior ya se encuentra en su máximo estado de alargamiento.



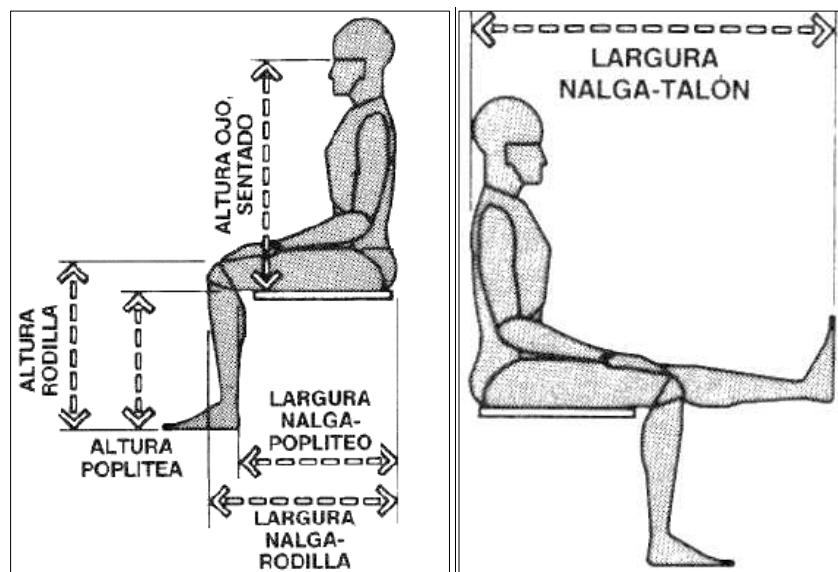
**Figura 9-1:** a) Flexión b) Extensión de la rodilla

**Fuente:** (Orrego y Morán, 2014)

### 1.1.7 Medidas antropométricas de la extremidad inferior

La antropometría es una ciencia, estudia las dimensiones del cuerpo humano sobre una base comparativa, así se marcan las diferencias en los individuos, grupos, etc. (Palacios, 2015). La dimensión más básica del cuerpo es la longitud de los segmentos entre cada articulación. Estos varían con la constitución corporal, el sexo y el origen racial (Winter, 2009).

La presente investigación toma en cuenta las medidas antropométricas de la extremidad inferior de ambos sexos, según Panero y Zelnik (1996, pp. 83-100) actores del libro las dimensiones humanas en los espacios exteriores, las medidas se las tomaron como se muestra en la figura 10-1 y en la tabla 2-1 se aprecia las dimensiones del miembro inferior. Estas dimensiones son de personas adultas comprendidas entre 150cm a 195cm de estatura.



**Figura 10-1:** Medidas antropométricas de la extremidad inferior.

**Fuente:** (Panero y Zelnik, 1996)

**Tabla 2-1:** Dimensiones las la extremidad inferior

Segmento de la extremidad inferior	Sexo	Medida (cm)	
		Mínimo	Máximo
<b>Altura rodilla</b>	Masculino	52,1	60,3
	Femenino	46,7	54,3
<b>Altura poplíteo</b>	Masculino	40,4	47,8
	Femenino	37,8	44,2
<b>Largura nalga - rodilla</b>	Masculino	56,4	65,4
	Femenino	53,3	62,0
<b>Largura nalga – poplíteo</b>	Masculino	46,4	55,1
	Femenino	43,7	52,7
<b>Largura nalga – talón</b>	Masculino	100,1	117,1
	Femenino	86,4	124,5

Fuente: (Panero y Zelnik, 1996)

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la tabla 3-1 se aprecia el porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo. Los parámetros indagados en las últimas tablas permiten determinar las dimensiones físicas del prototipo de rehabilitación de rodillas lesionadas.

**Tabla 3-1:** Porcentaje corporal correspondiente a la extremidad inferior

Segmento de la extremidad inferior	Porcentaje (%)
<b>Pie</b>	1,5
<b>Pierna</b>	4,4
<b>Muslo</b>	10,1
<b>Pie y pierna</b>	5,9
<b>Total de la pierna</b>	16,0

Fuente: (SaludyAlgoMas.com, 2019)

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

## 1.2 Lesiones de la rodilla

La rodilla se somete a grandes exigencias mecánicas y con una estabilidad la cual depende de varias estructuras músculo-tendinosas, ligamentosas y meniscales (Martínez, 2015). Esta articulación padece demasiadas patologías tanto en la juventud con un dominio de lesiones traumáticas y sobreuso, así como en la adultez por orígenes degenerativas (Orrego y Morán, 2014), estos problemas provocan dolores intensos en las rodillas, los cuales imposibilitan la movilidad de la articulación, entre los principales problemas se tiene:

- **Origen traumático:** de acuerdo al manual de lesiones deportivas son las siguientes (Hontoria et al., pp. 41):
  - **Esguince:** sucede cuando se desgarra, se distiende o en el peor de los casos ocurre una rotura de uno o varios ligamentos, se produce cuando la rodilla es sometida a una torsión brusca o hay apoyo sobre una sola pierna.
  - **Luxación o dislocación:** es el desplazamiento de la rótula de su posición original, se produce debido a un golpe fuerte en la rodilla o por mover bruscamente la articulación.
  - **Lesiones meniscales:** ocurre cuando el cartílago el cual se encuentra entre los huesos se desgarra o se rompe, se produce al torcer la rodilla mientras esta doblada y soportando peso.
  - **Distensión:** sucede al extender o desgarrar parcial o totalmente un músculo o tendón.
  - **Facturas:** sucede al fisurar o romper un hueso en una o varias partes debido a grandes impactos o por sobrecarga mecánica.
  - **Bursitis:** sucede al inflamar las bolsas sinoviales de la rodilla, las cuales sirven para amortiguar la articulación, se produce por un golpe o una lesión de sobrecarga.
- **Origen degenerativo:** en base a la página dolor de rodilla son las siguientes (MayoClinic, 2019):
  - **Artritis:** es la etapa final de un trascurso degenerativo sucesivo del cartílago articular.
  - **Gota:** es un tipo de artritis en la cual se acumulan cristales de ácido úrico en una articulación.
  - **Seudogota:** es la formación de cristales, los cuales contienen calcio en el líquido sinovial.

### 1.3 Procesos de rehabilitación

La rehabilitación son procesos propuestos para recuperar al máximo las funciones, permitir una vida activa y reducir la discapacidad en individuos con situaciones de salud variable, estas se refieren a enfermedades, trastornos, lesiones, traumatismo o situaciones como el embarazo, el envejecimiento, una anomalía congénita o predisposición genética (OPS/OMS, 2014). Es muy recomendable la intervención de un médico profesional en el proceso de rehabilitación, pues de esta manera se puede dar una valoración a la lesión, la cual ayuda a prescribir el tratamiento.

Las patologías de la rodilla son tratadas de manera conservadora o quirúrgica dependiendo de la gravedad de la lesión (Miralles, 2016). Existe tres fases principales dentro del proceso de rehabilitación las cuales son:

- **Fase de reducción o aguda:** consiste en controlar la inflamación y el dolor en el área de la lesión.
- **Fase de reparación o subaguda:** consiste en devolver el arco de movilidad articular, extensibilidad de las partes blandas, la fuerza y resistencia muscular.

- **Fase de reintegración o de transición:** consiste en la readaptación gradual de las funciones de la articulación, realizando modelos de movimientos específicos de acuerdo a la lesión que haya sufrido el paciente, de esta manera recupera la forma física y cardiovascular (Urgilés, 2015; citado en Garrison, 2005).

La fisioterapia o terapia física es el principal campo encargado en tratar lesiones o traumas, este consiste en mejorar la vida de los pacientes mediante una previa evaluación de la lesión o discapacidad de la persona, el tratamiento a seguir y el progreso.

En la actualidad la fisioterapia se realiza mediante agentes físicos para mejorar el tiempo de evolución, desinflamar, estimular la regeneración de los tejidos o disminuir el dolor, pues aportan al organismo uno o más tipos de energía. Estos agentes se clasifican en naturales, basados en factores físicos naturales como el sol, agua y circunstancias climáticas; y artificiales, pues han sido desarrollados por el hombre como la cinesiterapia, termoterapia, crioterapia, electroterapia, hidroterapia, magnetoterapia, entre otros (Gómez, 2012).

- **Termoterapia:** utiliza como agente físico al calor.
- **Crioterapia:** utiliza como agente físico al frío.
- **Electroterapia:** utiliza distintos tipos de corrientes eléctricas con fines terapéuticos.
- **Hidroterapia:** utiliza agua como agente terapéutico en cualquier forma o estado.
- **Magnetoterapia:** utiliza campos magnéticos artificiales con fines terapéuticos.
- **Cinesiterapia:** conjunto de métodos con el fin terapéutico, se divide en activa y pasiva.
  - **Cinesiterapia activa:** método terapéutico en donde el paciente realiza todo movimiento articular de forma voluntaria, con o sin ayuda externa.
  - **Cinesiterapia pasiva:** abarca toda movilización la cual se ejecuta sin ayuda del paciente, este movimiento es provocado por una fuerza externa (Díaz, 2015).

### ***1.3.1 Movimiento pasivo continuo***

Un fisioterapeuta se encarga de realizar la terapia de forma manual como se observa en la figura 11-1 a, surge cuando un paciente no puede mover de forma libre y constante uno o varios segmentos del cuerpo debido a un estado de coma, parálisis, lesión, trauma, entre otras causas. Esta manera de movimiento se emplea para reducir las complicaciones de la inmovilidad así asegura la integridad de la articulación y los tejidos blandos, minimiza los efectos de la formación de contracturas, mantiene la elasticidad mecánica de los músculos, ayuda a la circulación vascular, mejorar el movimiento sinovial para la nutrición de los cartílagos y la expansión de nutrientes en la articulación, en fin, ayuda al proceso de curación después de una lesión o cirugía.

Sin embargo, la movilidad pasiva tiene sus limitaciones pues no puede prevenir la atrofia muscular, no aumenta la fuerza o la firmeza muscular y la circulación no mejora como en la contracción muscular activa voluntaria (Kisner y Colby, 2005).



**Figura 11-1:** a)Movilidad pasiva, b)Dispositivo de movimiento pasivo continuo

**Fuente::** (Villamor, 2015), (Ortoweb, 2018)

La cinesiterapia pasiva también se puede realizar con un dispositivo mecánico y es denominado movimiento pasivo continuo o MPC, este equipo mueve continuamente la articulación como se observa en la figura 11-1 b. Los beneficios son innumerables pues disminuye las dificultades postoperatorias, previene el desarrollo de adherencias y minimiza las contracturas, reduce el dolor postoperatorio, aumenta la lubricación sinovial, mejora la curación de la herida además tiene una recuperación con una amplitud del movimiento en poco tiempo, entre otras utilidades (Kisner y Colby, 2005).

Un estudio de recuperación de la artroplastia de rodilla a través de la movilización pasiva continua afirma los beneficios del MPC, tras la recopilación de 12 ensayos clínicos con la valoración de 1153 pacientes, se demuestra a corto plazo un aumento de la amplitud articular a la flexión en comparación a la aplicación de la fisioterapia sola (Sánchez Mayo, Rodríguez Mansilla y González Sánchez, 2015).

El procedimiento a seguir para obtener los beneficios del MPC va a depender de la respuesta del paciente y del procedimiento quirúrgico o grado de afectación, estos factores varían el tiempo y la duración de la rehabilitación, por esta razón se ha creado una variedad de protocolos en base a las experiencias de los cirujanos. Estas son algunas recomendaciones para realizar la rehabilitación de MPC (Kisner y Colby, 2005):

- El dispositivo puede utilizarse después de la operación, aunque el paciente este bajo los efectos de la anestesia.
- Un ritmo de movimiento de un ciclo por cada 2 minutos por lo general.



- Un ángulo reducido de 20° a 30° inicialmente y se va aumentando gradualmente según la tolerancia.
- Los tratamientos con MPC duran mínimo una semana o hasta conseguir un movimiento satisfactorio.

#### **1.4 Exoesqueletos robóticos**

La robótica es una ciencia, combina la mecánica, electrónica, informática, inteligencia artificial, para crear sistemas robóticos los cuales ayudan a personas con enfermedades neurológicas, degenerativas, lesiones, entre otras. Estos sistemas robóticos son más conocidos como exoesqueletos robóticos los cuales son una herramienta de innovación, pues permite una transmisión directa de energía mecánica y el intercambio de información, esto lo convierte en dispositivos de asistencia en el proceso de rehabilitación de la extremidad superior e inferior (Alfonso Mantilla y Martínez Santa, 2016).

Los exoesqueletos cuentan con un mecanismo estructural externo y una unidad de control en función de la información recopilada por los sensores, los cuales se encuentran acoplados a los actuadores (Loja Duchi y Ordóñez Torres, 2016).

##### ***1.4.1 Dispositivos de rehabilitación de rodilla***

En la actualidad existe muchas empresas enfocadas en la fabricación de máquinas y dispositivos médicos, pero en el Ecuador no se desarrolla este tipo de tecnología. A continuación, se explica algunos equipos especializados en la rehabilitación de rodilla.

El documento titulado “Design and Development of a Smart Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation” de los autores Sumet Umchid y Phongsuk Taraphongphan, plantean el diseño y desarrollo un prototipo para la rehabilitación después de la artroplastia total de rodilla basado en el movimiento pasivo continuo inteligente o SCPM por sus siglas en inglés. El dispositivo desarrollado se observa en la figura 12-1, es capaz de flexionar y extender la articulación en el rango de movimiento de 0 a 120 grados pues cuenta con un encoder rotatorio para garantizar la precisión del ángulo, además usa un microcontrolador con una pantalla LCD de siete pulgadas para mostrar la interfaz gráfica en donde se aprecia los modos de funcionamiento, estos son manual, auto run, intermitente y progresivo.

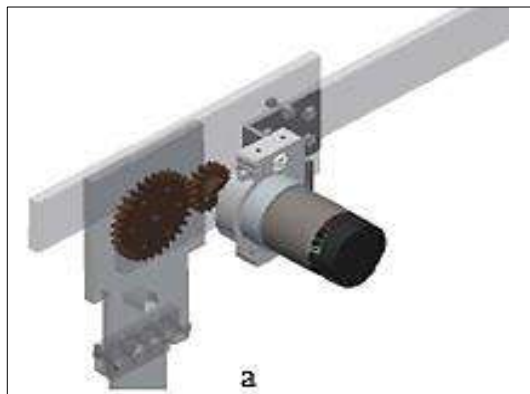


**Figura 12-1:** Dispositivo final de SCPM

**Fuente:** (Umchid y Taraphongphan, 2016)

La verificación del rendimiento del SCPM desarrollado se hizo mediante la comparación de los ángulos de movimiento del dispositivo con los ángulos medidos desde el goniómetro, para lo cual se obtuvo un resultado con errores del uno por ciento. Además, este dispositivo fue evaluado por fisioterapeutas. (Umchid y Taraphongphan, 2016)

Los autores Pablo Loja y Andrés Ordóñez en su documento denominado “Diseño y Construcción de un Exoesqueleto de Rodilla Robótica para Asistir a Pacientes en Etapas de Rehabilitación”, exponen el diseño de un prototipo de exoesqueleto de rodilla para la rehabilitación de pacientes con discapacidades no invalidantes (Loja Duchi y Ordóñez Torres, 2016), el cual se observa en la figura 13-1.

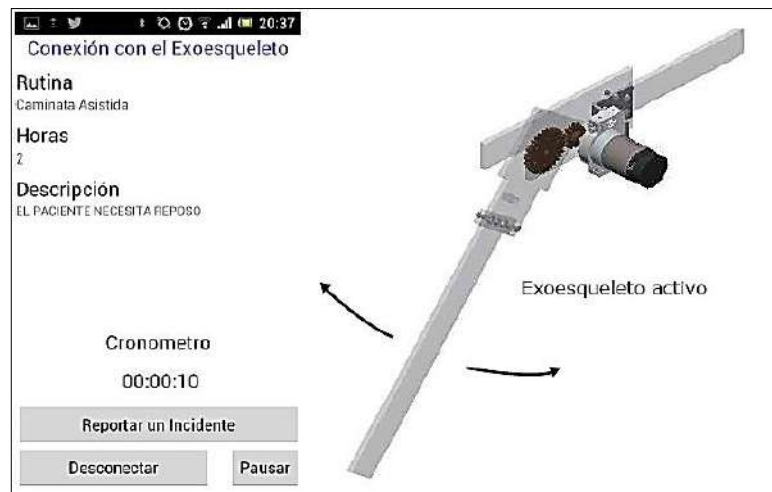


**Figura 13-1:** Diseño del prototipo

**Realizado por:** (Loja Duchi y Ordóñez Torres, 2016)

El diseño del exoesqueleto se realizó en Autodesk Inventor para el análisis de estrés del material utilizado. El funcionamiento del exoesqueleto se monitoriza por un sistema de control externo el cual se vincula a una base de datos para decidir la rutina o rutinas de ejecución a lo largo de la terapia de rehabilitación. Las rutinas se guardan en varios patrones de movimientos, acatando la velocidad angular, tanto para una caminata asistida como para ciclos de relajación muscular (Loja Duchi y Ordóñez Torres, 2016). Un smartphone contiene la aplicación el cual controla este prototipo,

para ello es necesario conectarse al servidor de PHP para recibir la rutina que debe de realizar el paciente como se observa en la figura 14-1.



**Figura 14-1:** Funcionamiento del exoesqueleto

**Fuente:** (Loja Duchi y Ordóñez Torres, 2016)

Fernando Urgilés autor del documento nombrado “Diseño y Construcción de un Sistema de Rehabilitación Pasivo para la Rodilla”, desarrolla una estructura articulada de un grado de libertad como se observa en la figura 15-1, esta realiza los movimientos de flexión y extensión para la rehabilitación de la articulación. Un motoreductor acoplado a un husillo de bolas transmite el movimiento a la estructura, la cual tiene un rango de movimiento de  $15^\circ$  a  $120^\circ$ . El control del equipo utiliza una pantalla táctil la cual ofrece diferentes modalidades de operación como el modo manual y automático. El modo automático permite al usuario acceder a su programa de rehabilitación mediante su previo registro (Urgilés, 2015).



**Figura 15-1:** Prototipo de rehabilitación pasiva

**Fuente:** (Urgilés, 2015)

## 1.5 Fundamentos para el diseño mecánico

La mecánica de cuerpos rígidos estudia el movimiento y proporción de materiales solidos sin tomar en cuenta sus deformaciones, se clasifica en (Pajón y Dávila, 1999):

- **Estática:** estudia a los cuerpos en reposo.
- **Dinámica:** estudia los cuerpos en movimiento. Esta se divide en:
  - **Cinemática:** estudia la geometría del movimiento sin referencia a las causas.
  - **Cinética:** estudia las relaciones entre las fuerzas y el movimiento que provocan.

### 1.5.1 Estudio cinemático

El funcionamiento del prototipo de rehabilitación es de tipo biela manivela corredera, pues permite convertir el movimiento giratorio de un eje a uno lineal (SEJAROSU, 2005), para ello es necesario determinar el número de grados de libertad o GDL, este dato de movimiento está basado en el criterio de Grubler (Avello, 2014), el cual formula:

$$GDL = 3(N - 1) - 2p_I - p_{II} \quad \text{Ecuación 1-1}$$

Donde:

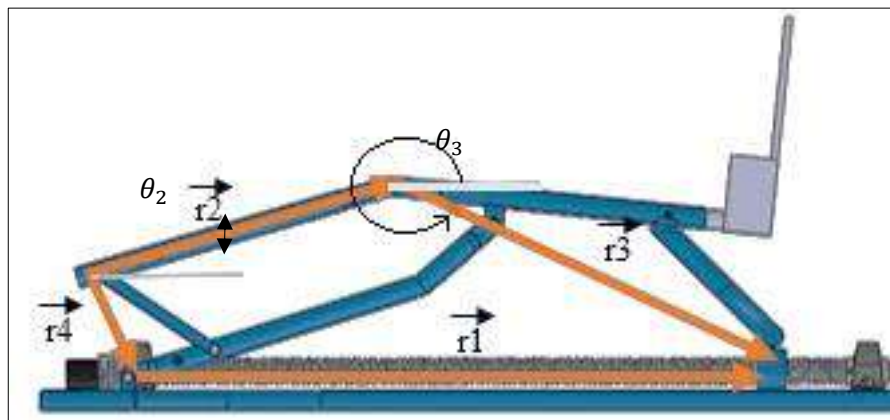
$p_I$  = número de pares de un solo grado de libertad

$p_{II}$  = número de pares de dos grados de libertad

$n$  = número de eslabones

GDL = número de grados de libertad

La determinación de la posición es el siguiente paso para el estudio cinético, en donde se establecen los vectores de posición y los ángulos de cada uno como se observa en la figura 16-1.



**Figura 16-1:** Modelo para el análisis cinemático

Realizado por: Rea, Mercy; 2019

Partiendo de la figura 16-1 se establece la ecuación:

$$\vec{r_1} = \vec{r_2} + \vec{r_3} + \vec{r_4}$$

**Ecuación 2-1**

Donde:

$\vec{r_1}$  = Vector posición de la corredera

$\vec{r_2}$  = Vector posición de la manivela

$\vec{r_3}$  = Vector posición de la biela

En esta suma de vectores se desprecia el valor de  $\vec{r_4}$  pues su magnitud es pequeña en comparación a los demás vectores. La ecuación 2-1 en su forma polar es:

$$r_1 e^{i0} = r_2 e^{i\theta_2} + r_3 e^{i\theta_3}$$

**Ecuación 3-1**

Al utilizar la equivalencia de Euler en la ecuación 3-1, se obtiene:

$$r_1 = r_2(\cos\theta_2 + i * \sin\theta_2) + r_3(\cos\theta_3 + i * \sin\theta_3)$$

**Ecuación 4-1**

De la ecuación 4-1 se obtiene dos partes las cuales son: real e imaginaria, así:

$$r_1 - r_2 \cos\theta_2 = r_3 \cos\theta_3$$

**Ecuación 5-1**

$$r_2 \sin\theta_2 = r_3 \sin\theta_3$$

**Ecuación 6-1**

Las ecuaciones 5-1 y 6-1 primero se elevan al cuadrado y luego se igualan para eliminar  $\theta_3$  y así determinar  $\theta_2$  de la siguiente manera.

$$\begin{aligned} r_2^2 \sin^2(\theta_2) + r_1^2 - 2r_1 r_2 \cos(\theta_2) + r_2^2 \cos^2(\theta_2) \\ = r_3^2 \cos^2(\theta_3) + r_3^2 \sin^2(\theta_3) \end{aligned}$$

**Ecuación 7-1**

Al emplear la identidad trigonométrica  $\sin^2\alpha + \cos^2\alpha = 1$ , la expresión se reduce a:

$$r_2^2 + r_1^2 - 2r_1 r_2 \cos(\theta_2) = r_3^2$$

**Ecuación 8-1**

En último lugar, se despeja  $\theta_2$ :

$$\theta_2 = \cos^{-1} \left( \frac{r_2^2 + r_1^2 - r_3^2}{2r_1 r_2} \right)$$

**Ecuación 9-1**

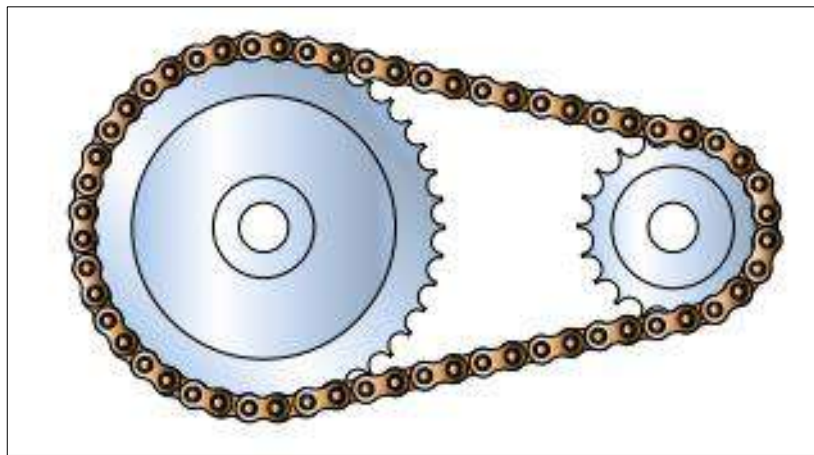
Al despejar la ecuación 6-1, se obtiene  $\theta_3$ :

$$\theta_3 = \sin^{-1} \left( -\frac{r_2 \sin \theta_2}{r_3} \right) \quad \text{Ecuación 10-1}$$

### 1.5.2 Sistema de movimiento

Este se refiere al mecanismo con las mejores características para realizar la transmisión del movimiento rotatorio del eje del motor al movimiento lineal con el fin de garantizar el movimiento flexión-extensión (Myszka, 2012). Existen muchos mecanismos para la transformación de movimiento rotatorio a lineal, pero en esta investigación se tomó en cuenta:

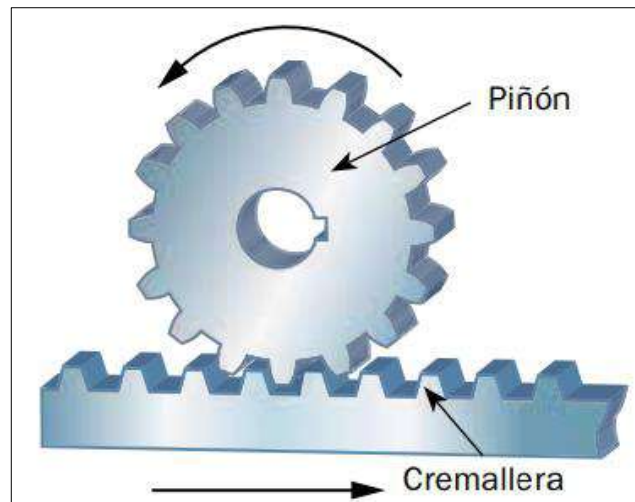
- **Mecanismo ruedas dentadas-cadena:** o piñón–cadena como se observa en la figura 17-1, es una rueda dentada que encaja en una cadena para transmitir un movimiento giratorio a la rueda conducida entre dos ejes paralelos. A este mecanismo se le puede modificar la fuerza y la velocidad, pero no el sentido de giro. Se utiliza en las bicicletas, en los motores, en las puertas de garaje, entre otras aplicaciones (Myszka, 2012).



**Figura 17-1:** Transmisión piñón-cadena

Fuente: (McGraw-Hill)

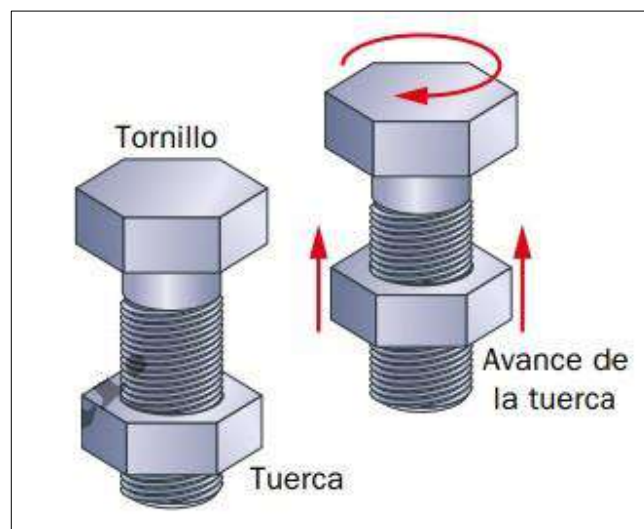
- **Piñón-cremallera:** en la figura 18-1 se puede observar que está formado por una rueda dentada llamada piñón, la cual engrana con una barra de igual forma dentada llamada cremallera. Al girar el piñón, la cremallera se desplaza en línea recta y transmite el movimiento circular en lineal y al desplazar la cremallera, el piñón gira y transmite el movimiento lineal en circular. Se usa en los sacacorchos, el sistema de dirección de un carro, el taladro de columna, etc. (McGraw-Hill).



**Figura 18-1:** Transmisión piñón-cremallera

Fuente: (McGraw-Hill)

- **Mecanismo tornillo de potencia:** consiste en un tornillo roscado por la superficie exterior mientras la tuerca esta roscada por el interior como se observa en la figura 19-1. Si gira el tornillo, la tuerca se mueve linealmente y si gira la tuerca, el tornillo realiza el movimiento lineal. Se usa para mordazas, prensas, gatas de coches, etc. (Myszka, 2012).



**Figura 19-1:** Tornillo-tuerca

Fuente: (McGraw-Hill)

#### 1.5.2.1 Selección de sistema de transmisión

Después de analizar algunos sistemas de transmisión, se realiza una valoración entre ellas en cuanto a su utilidad, el cual se puede observar en la tabla 4-1.

**Tabla 4-1:** Cuadro comparativo del sistema de transmisión

	Piñón-cadena	Piñón-cremallera	Tornillo de potencia
Instalación	Difícil	Difícil	Fácil
Costo de fabricación	Bajo	Media	Medio-Alto
Precisión	Media	Media	Alta
Espacio necesario	Alto	Alto	Bajo

Fuente: (Myszka, 2012)

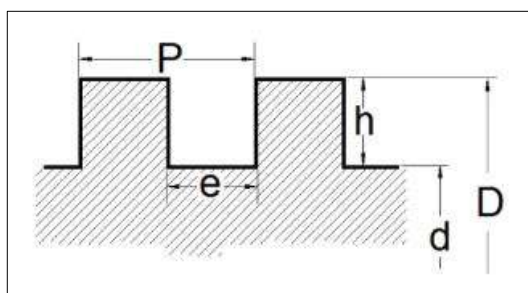
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En base a la tabla 4-1 se selecciona al sistema tornillo de potencia como el mejor sistema de transmisión para el prototipo pues presenta mayores ventajas con respecto a los otros sistemas de movimiento.

### 1.5.3 *Computo del tornillo de potencia*

Antes de realizar el diseño del tornillo de potencia es necesario conocer algunos parámetros como el tipo de rosca, el paso y el avance.

En tornillos de potencia existen roscas unificadas, métricas, cuadradas y ACME. Para el prototipo se seleccionó la rosca cuadrada como se observa en la figura 20-1, pues transmite con eficiencia cargas grandes, tiene una gran facilidad al momento de maquinar, además evita el desgaste mecánico entre el tornillo de potencia y la tuerca (Myszka, 2012).



**Figura 20-1:** Rosca Cuadrada

Fuente: (MetalmecánicaFácil, 2016)

- **El avance ( $l$ ):** es la distancia que se desplaza una tuerca, cuando se da una vuelta el tornillo. En el caso de una rosca simple (o rosca de un solo filete), el avance es igual al paso (Myszka, 2012).
- **El paso ( $p$ ):** es la distancia que hay entre dos hilos contiguos, medida paralelamente al eje de la rosca, es recíproco del número de hilos por pulgada (Myszka, 2012).



Para una rosca cuadrada se tiene los siguientes cálculos:

$$D = p/0,2$$

**Ecuación 11-1**

$$p = 0,2 * D$$

**Ecuación 12-1**

$$h = e = 0,5 * p$$

**Ecuación 13-1**

$$d = D - 2h$$

**Ecuación 14-1**

Donde:

D = diámetro exterior del tornillo

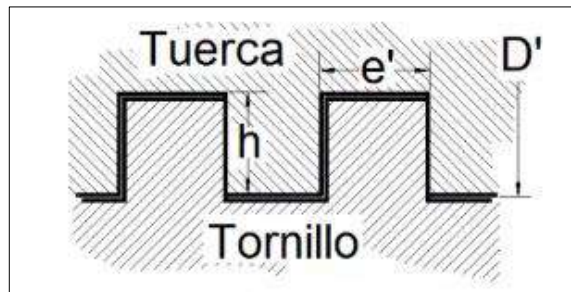
p = paso del tornillo

e = espesor del filete, en el tornillo

h = altura del filete, en el tornillo

d = diámetro interno del tornillo o diámetro de fondo

También, es necesario tomar en cuenta las holguras entre el tornillo y la tuerca pues sirve para que la tuerca entre en el tornillo (MetalmecánicaFácil, 2016), como se observa en la figura 21-2.



**Figura 21-1:** Tuerca de la rosca cuadrada

Fuente: (MetalmecánicaFácil, 2016)

$$D' = d + 0,125p$$

**Ecuación 15-1**

$$e' = e + 0,05$$

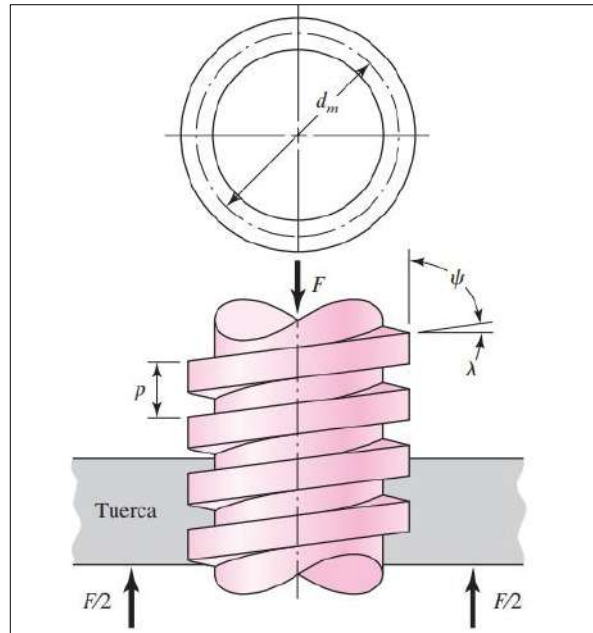
**Ecuación 16-1**

Donde:

D' = diámetro a torneear la tuerca

e' = espesor del vano de la tuerca

Además, para elevar la masa de un miembro inferior se necesita calcular el par torsional para hacer girar el tornillo tanto en elevación como en descenso. En la figura 22-1 se puede observar un tornillo de potencia con rosca cuadrada simple, la tuerca y las fuerzas ejercida y de reacción (BUDYNAS y KEITH NISBETT, 2014).



**Figura 22-1:** Rosca cuadrada simple

Fuente: (BUDYNAS y KEITH NISBETT, 2014)

Donde:

$\psi$  = ángulo de hélice

$\lambda$  = ángulo de avance

$d_m$  = diámetro medio o diámetro primitivo

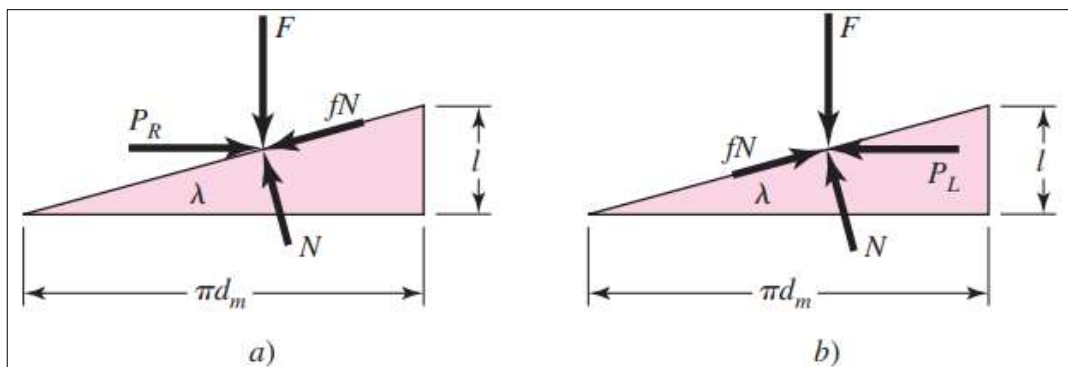
$F$  = suma de todas las fuerzas axiales que actúan sobre el tornillo

En la figura 23-1 se puede observar el diagrama de cuerpo libre cuando el tornillo se enrolla y desenrolla en una vuelta (BUDYNAS y KEITH NISBETT, 2014), en donde:

$P_R$  = para elevar la carga, fuerza que actúa a la derecha (figura 11-2 a)

$P_L$  = para bajar la carga, fuerza que actúa a la izquierda (figura 11-2 b)

$f_r$  = fuerza de fricción =  $fN$



**Figura 23-1:** DCL a) al subir la carga b) al bajar la carga

Fuente: (BUDYNAS y KEITH NISBETT, 2014)

El sistema está equilibrado bajo la acción de estas fuerzas, para elevar la carga, se tiene:

$$\sum F_x = P_R - N \operatorname{sen} \lambda - f N \cos \lambda = 0 \quad \text{Ecuación 17-1}$$

$$\sum F_y = F - f N \operatorname{sen} \lambda - N \cos \lambda = 0 \quad \text{Ecuación 18-1}$$

para bajar la carga se tiene:

$$\sum F_x = -P_L - N \operatorname{sen} \lambda + f N \cos \lambda = 0 \quad \text{Ecuación 19-1}$$

$$\sum F_y = F - f N \operatorname{sen} \lambda - N \cos \lambda = 0 \quad \text{Ecuación 20-1}$$

Entonces se despeja  $P_R$  de las ecuaciones 17-1 y 18-1, para subir la carga:

$$P_R = \frac{F(\operatorname{sen} \lambda + f \cos \lambda)}{\cos \lambda - f \operatorname{sen} \lambda} \quad \text{Ecuación 21-1}$$

y de las ecuaciones 19-1 y 20-1, para bajar la carga:

$$P_L = \frac{F(f \cos \lambda - \operatorname{sen} \lambda)}{\cos \lambda + f \operatorname{sen} \lambda} \quad \text{Ecuación 22-1}$$

Después se divide el numerador y el denominador de las ecuaciones 21-1 y 22-1, entre coseno  $\lambda$  y se emplea la relación  $\lambda = l/\pi d_m$  el cual se obtiene al aplicar la razón trigonométrica tan  $\lambda$ , entonces se tiene:

$$P_R = \frac{F(l/\pi d_m + f)}{1 - f(l/\pi d_m)} \quad \text{Ecuación 23-1}$$

$$P_L = \frac{F(f - l/\pi d_m)}{1 + f(l/\pi d_m)} \quad \text{Ecuación 24-1}$$

Por último el par de torsión es igual a  $d_m/2$  y se reemplaza en las ecuaciones 23-1 y 24-1, se obtiene:

$$T_R = \frac{F d_m}{2} \left( \frac{l + f \pi d_m}{\pi d_m - f l} \right)$$

**Ecuación 25-1**

$$T_L = \frac{F d_m}{2} \left( \frac{f \pi d_m - l}{\pi d_m + f l} \right)$$

**Ecuación 26-1**

En donde:

$T_R$  = Par de torsión de subida

$T_L$  = Par de torsión de bajada

Para hacer girar el tornillo de potencia se necesita utilizar cojinetes, para ello se requiere calcular el par de torsión necesario de la siguiente forma:

$$T_C = \frac{F f_C d_m}{2}$$

**Ecuación 27-1**

Donde:

$T_C$  = Par de torsión del cojinete

F = Fuerza aplicada.

$f_C$  = Coeficiente de fricción del cojinete

$d_m$  = diámetro medio del cojinete

#### **1.5.4 Cálculo de la potencia mecánica**

Para obtener la potencia mecánica que se necesita, se debe sumar el valor de las ecuaciones 25-1 y 26-1:

$$T_T = T_R + T_L$$

**Ecuación 28-1**

Después se procede a aplicar la fórmula:

$$P = T_T * \omega = \frac{T_T * n}{63025}$$

**Ecuación 29-1**

Donde:

P = potencia requerida

$T_T$  = torque total

$\omega$  = velocidad angular

n = número de revoluciones por minuto

### 1.5.5 Cálculo del torque del motor

Primero se determina la eficiencia, la cual se calcula mediante la fórmula:

$$e = \frac{Fl}{2\pi T_R} \quad \text{Ecuación 30-1}$$

Al sumar el torque de subida más el torque del cojinete y esta respuesta se divide para la eficiencia, se obtiene el torque del motor:

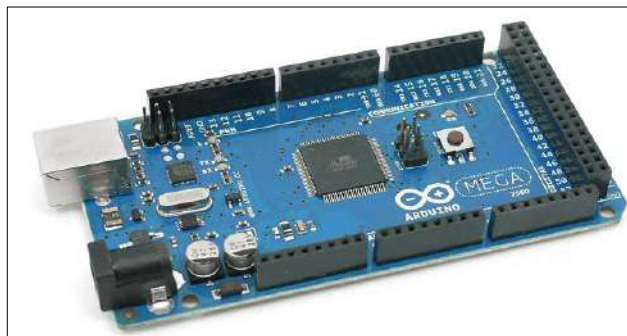
$$T_{motor} = \frac{T_R + T_C}{e} \quad \text{Ecuación 31-1}$$

## 1.6 Placas de desarrollo

Las tarjetas de desarrollo son circuitos electrónicos impresos, contienen un microprocesador el cual tiene una pequeña lógica de soporte, permite la creación de varias aplicaciones de acuerdo a las necesidades del entorno. En la actualidad se han desarrollado múltiples tarjetas, entre ellas se tiene:

### 1.6.1 Placa Arduino

Es una placa fundamentada en un microcontrolador ATMEL, los cuales son circuitos integrados en donde se pueden grabar instrucciones, estas permiten crear programas que interactúan con el *hardware*, además tiene una plataforma abierta con mucha información disponible para todos (Garcia et al., 2013). En la figura 24-1 se puede observar una placa de Arduino.

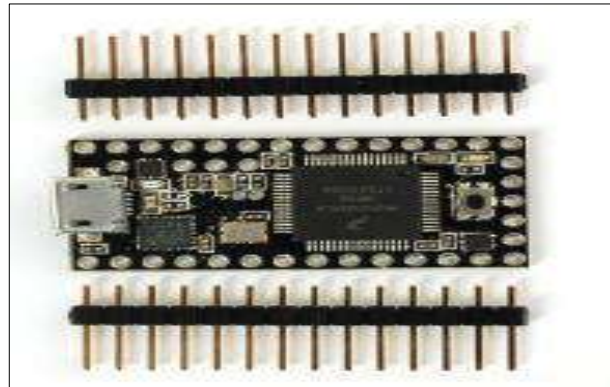


**Figura 24-1:** Placa Arduino MEGA

**Fuente:** (Veloso, 2018)

### **1.6.2     Placa teensy 3.0**

Dispositivo basado en un microcontrolador de 32 bit ARM Cortex-M4, permite conectarse mediante USB, puede ser programado en C y es compatible con Arduino, además posee con un conversor analógico digital de 16 bit y una interfaz I2S, cuenta con cuatro temporizadores y cuatro contadores (Electronilab, 2014). En la figura 25-1 se aprecia la placa de esta tarjeta de desarrollo.



**Figura 25-1:** Placa Teensy 3.0

Fuente: (Electronilab, 2014)

### **1.6.3     Placa Raspberry Pi 3 B**

Es un micro-ordenador basado en ARM-Cortex-A53, tiene cuatro núcleos, cuatro puertos USB y trabaja a 64 bits. Además, posee un procesador 200 Mhz más potente a su predecesor y un nuevo chip, con la capacidad de controlar y encargar toda la energía que maneja el micro-ordenador (Velasco, 2018). En la figura 26-1 se muestra la placa de esta tarjeta.



**Figura 26-1:** Raspberry Pi 3 B

Fuente: (Velasco, 2018)

#### 1.6.4 Comparación de las placas de desarrollo

Después de analizar las tarjetas más usadas en el mercado para implementar proyectos, se realiza una comparación entre ellas tomando en cuenta varias características importantes las cuales se pueden apreciar en la tabla 5-1.

**Tabla 5-1:** Cuadro comparativo de las características de las tarjetas de desarrollo

	Arduino	Teensy	Raspberry Pi 3B
<b>Microcontrolador</b>	ATmega2560	ARM CortexM4	ARM-Cortex A53
<b>E/S Digitales</b>	54	24	10
<b>E/S Analógicas</b>	16	10	-
<b>USB</b>	1	1	4
<b>Velocidad de procesamiento</b>	16MHz	48MHz	900MHz
<b>Compatibilidad de sistema operativo</b>	Mac, Linux, Windows	Mac, Linux, Windows	Linux, Windows
<b>Alimentación de Entrada</b>	5-12V	3,7-5,5V	5V
<b>Precio</b>	17	25	85

**Fuente:** (Velo, 2018), (Electronilab, 2014), (Velasco, 2018)

**Realizador por:** Rea, Mercy; 2019

La información presentada en la tabla 5-1 permite seleccionar a la tarjeta Arduino como la elección más apropiada para desarrollar el prototipo, pues se toma en cuenta su bajo costo de adquisición, el tamaño es pequeño, tiene bajo consumo de energía y existe una extensa y variada información debido a la popularidad dentro del mercado.

#### 1.7 Tecnologías de transmisión de datos

La comunicación inalámbrica es la cual se realiza sin el uso de cables de interconexión entre los elementos partícipes con el fin de transmitir datos. En la actualidad existen numerosas tecnologías para implementar una red inalámbrica de acuerdo a las necesidades. A continuación, se describen las tecnologías con mejor aceptación en el mercado (Camargo Olivares, 2009).

- **Bluetooth:** es un enlace radio de corto alcance con un rango de 10m lo cual le hace más confiable, trabaja en el rango de frecuencias de 2,402 GHz a 2,480 GHz, Los terminales pueden estar en movimiento y no tener línea de vista entre sí; además, las velocidades de transmisión oscilan entre 720kbps y 1 Mbps.

- **Zigbee:** utiliza la banda ISM y para comunicarse adopta la banda 2,4GHz, tiene velocidades comprendidas entre 20Kbps y 250Kbps y rangos de 10 m a 75 m.
- **Wifi:** es un sistema muy extendido basado en el estándar 802.11 IEEE, su banda de frecuencias es de 2,4 GHz y 5 GHz.
- **Wimax:** es un estándar de transmisión inalámbrica basado en el estándar IEEE 802.16 quien proporciona accesos en áreas de hasta 50 km, funciona por debajo de los 11 GHz y alcanza velocidades de hasta 70 Mbps.
- **GSM:** sistema global para la comunicación móvil, trabaja en un rango de frecuencias entre 1,8GHz y 900MHz.

Después de conocer las características principales de las tecnologías para transmitir datos, Bluetooth es la mejor opción para el desarrollo del prototipo pues es un sistema de comunicación robusto y confiable.

## 1.8 Actuador

Dispositivos encargados de transformar diferentes tipos de energía para algún funcionamiento dentro de un determinado sistema. Usualmente, producen una fuerza mecánica a partir de distintos tipos de energía como la eléctrica, neumática o hidráulica. Los actuadores eléctricos funcionan por medio de la corriente eléctrica, tienen múltiples usos como en equipos mecatrónicas, robots, sistemas automáticos, etc. (330ohms, 2013), algunos actuadores eléctricos son:

- **Motor paso a paso:** transductor electromagnético, convierte pulsos eléctricos en desplazamientos angulares en su eje, tiene elevada capacidad de posicionamiento pues realiza movimientos precisos. Se utiliza en sistemas con un control exacto de velocidad, distancia y dirección de un movimiento. La construcción es en base a imanes permanentes en el rotor, de bobinas en el estator y dependiendo de la activación de las bobinas, será la posición del rotor. Hay dos tipos de motores paso a pasos, unipolares y bipolares los cuales físicamente se distinguen por el número de cables que posee el motor (Mosconi, 2013).
- **Servomotor:** es un tipo de motor el cual contiene una caja reductora acoplada al eje, con un rango de movimiento de 0° a 180° en la mayoría de servomotores. Se controla mediante la modulación por ancho de pulso o PWM por sus siglas en inglés, para obtener posición y velocidad exacta, siendo esta una ventaja con respecto a otros actuadores, también necesita de tarjetas y drivers especiales para controlar estos motores (Tecnología, 2018).
- **Motor de corriente directa (DC):** permiten el movimiento rotatorio en su eje libremente. La velocidad y dirección de giro se puede controlar mediante un driver y la manipulación



del PWM. Son usados en aplicaciones los cuales necesiten una gran fuerza de giro en el arranque del motor pues su torque es elevado y rompen la inercia que puede ejercer la carga a desplazar durante el arranque (Patiño, 2018).

### 1.8.1 Selección de motor

Para determinar el motor necesario para el prototipo es indispensable valorar varios parámetros como se lo realiza en la tabla 6-1.

**Tabla 6-1:** Cuadro comparativo de motores

	Precisión	Mantenimiento	Control de parámetros	Costo
<b>Motor paso a paso</b>	Alta	Medio	Media	Alto
<b>Servomotor</b>	Alta	Medio	Medio	Alto
<b>Motor de corriente directa</b>	Media-alta	Medio	Alta	Medio

Fuente: (Chapman, 2012)

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

La indagación hecha en la tabla 6-1, permite seleccionar al motor de corriente directa como apropiado para el prototipo, pues permite un control de los parámetros muy alto además el costo en el mercado es accesible.

## 1.9 Sensores

Para controlar el rango de movimiento del prototipo de rehabilitación es necesario seleccionar correctamente los sensores. Estos mecanismos, tiene la facultad de detectar movimientos, o cualquier estímulo externo para convertirlo en señal eléctrica (CentroEstudios, 2018).

### 1.9.1 Encoder

Para obtener una precisión en los ángulos tanto para la flexión y la extensión es necesario utilizar un encoder rotativo, este es un transductor el cual mediante una señal eléctrica indica la posición angular de un eje, velocidad, dirección y aceleración del rotor de un motor (Mecafenix, 2017). En el mercado hay varios tipos de encoders rotativos, por esta razón es necesario hacer una comparación de las principales características como se aprecia en la tabla 7-1 para proceder a su selección.

**Tabla 7-1:** Cuadro comparativo de encoders rotativos.

	<b>MCT38A</b>	<b>KY-040</b>
<b>Alimentación</b>	5V	5V
<b>Resolución</b>	400ppr	20ppr
<b>Número de canales</b>	3	2
<b>Peso</b>	0,2Kg	0,01Kg
<b>Disponibilidad en el mercado</b>	Si	Si
<b>Precio</b>	25,00	5,50

**Fuente:** (Foxcon, 2016), (Technology, 2015)

**Realizador por:** Rea, Mercy; 2019

La información mostrada en la tabla 7-1, permite seleccionar al encoder rotativo MCT38A pues al poseer una mejor resolución admite una precisión muy alta al momento de controlar el dispositivo.

### **1.10 Software de programación**

Estos son un conjunto de programas con el propósito de realizar definitivas tareas, por esta razón son de gran importancia pues permite diseñar el prototipo de rehabilitación, programar el código tanto para el funcionamiento de este dispositivo como para la aplicación móvil.

#### **1.10.1 IDE Arduino**

Es un entorno de desarrollo de programación de código abierto para cada una de las placas de Arduino. Tiene como base el entorno de Processing al igual que un lenguaje de programación cimentado en Wiring. Está formado por herramientas como: editor de código, depurador y compilador (TuElectronica.es). Algunos ejemplos de programación se pueden encontrar dentro del programa o en el manual Prácticas con Arduino (Garcia et al., 2013).

#### **1.10.2 Solidworks 2018**

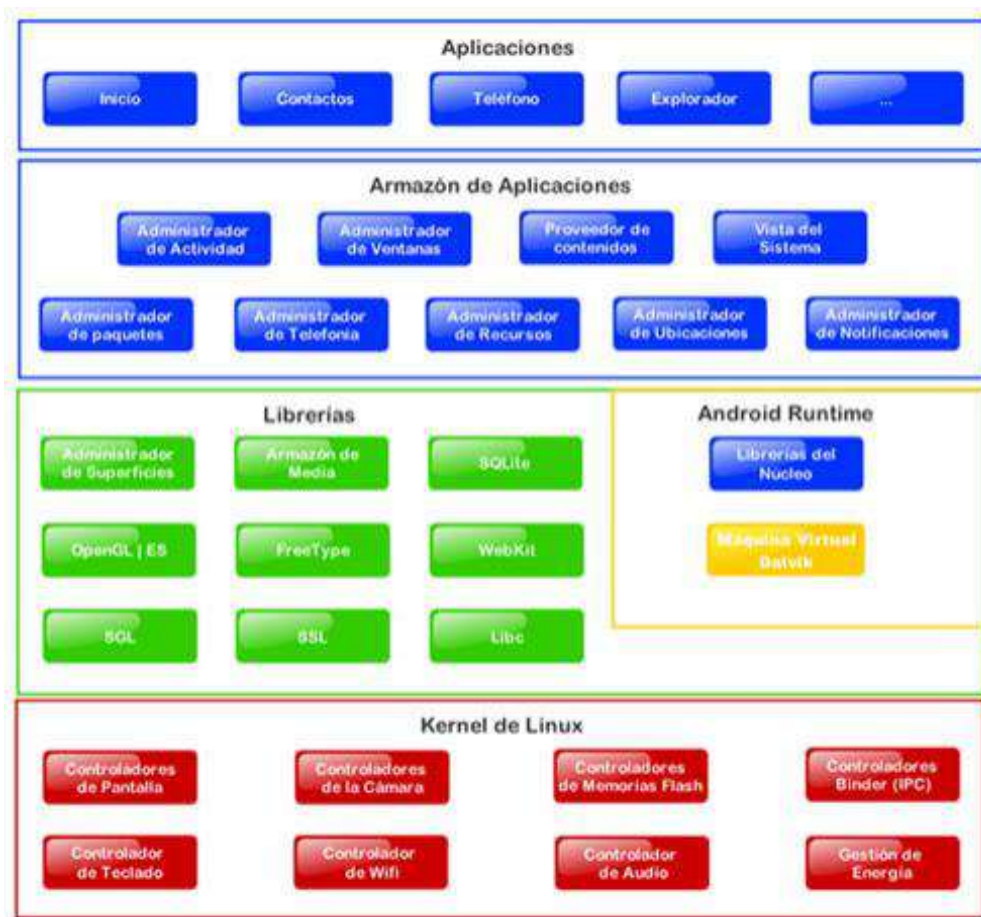
Este es un *software* de diseño CAD 3D el cual es un proyecto asistido por computadora para modelar piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D. Sus productos ofrecen la posibilidad de crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del proceso de diseño (Solidbi). En el documento introducción a Solidworks (DassaultSystemes, 2015), hay información que sirve como tutorial de esta herramienta.

### 1.10.3 Android

Un sistema operativo móvil desarrollado por Google, se caracteriza por ser de código abierto, el núcleo está basado en el Kernel de Linux, es adaptable a muchas pantallas y resoluciones, utiliza SQLite para el almacenamiento de datos, tiene soporte de Java y muchos formatos multimedia, incluye un emulador de dispositivos, herramientas para depuración de memoria y análisis del rendimiento del *software* (Basterra et al., 2017).

#### 1.10.3.1 Arquitectura de Android

La arquitectura de Android (Basterra et al., 2017), se puede observar en la figura 22-1, consta de:



**Figura 27-1:** Arquitectura de Android

Fuente: (Basterra et al., 2017)

- **Aplicaciones:** están basados en Java, tiene un cliente de correo electrónico, programas de sms, calendario, mapas, navegadores y más.
- **Marco de trabajo de las aplicaciones:** los programadores tienen acceso completo a las APIs del framework usados por las aplicaciones base.

- **Bibliotecas:** están basadas en programación C y C++.
- **Runtime de Android:** contiene un set de bibliotecas base para proporcionar la mayor parte de las funciones disponibles en las bibliotecas base del lenguaje Java.
- **Núcleo Linux:** depende de Linux para los servicios base del sistema como seguridad, gestión de memoria, gestión de procesos, pila de red y modelo de controladores.

#### ***1.10.4 Android Studio***

Android Studio es un entorno de desarrollo integrado, está basado en IntelliJ y puede ser descargado de forma gratuita. Antes de empezar a programar es imprescindible contener la herramienta y el entorno para programar, es necesaria la instalación de un JDK, un IDE donde Android Studio es el entorno de desarrollo oficial, además se debe mantener actualizado el SDK, la versión de Android entre otros (Gómez Oliver, 2011). Android Studio en su versión más reciente es 3.5 la cual es una interfaz muy amigable con el programador. En el documento Curso Programación Android (Gómez Oliver, 2011), se dispone de información para esta herramienta.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO METODOLÓGICO

En este capítulo se detalla el concepto general del prototipo de rehabilitación, abarca una descripción tanto del *hardware* y *software* para la implementación, se justifica la selección de los elementos que lo integran con sus respectivas características, además se presenta los esquemas diseñados para el prototipo.

#### 2.1 Requerimientos del prototipo de rehabilitación

Basado en el estudio realizado en el capítulo anterior se determina que el prototipo debe satisfacer con los siguientes requerimientos:

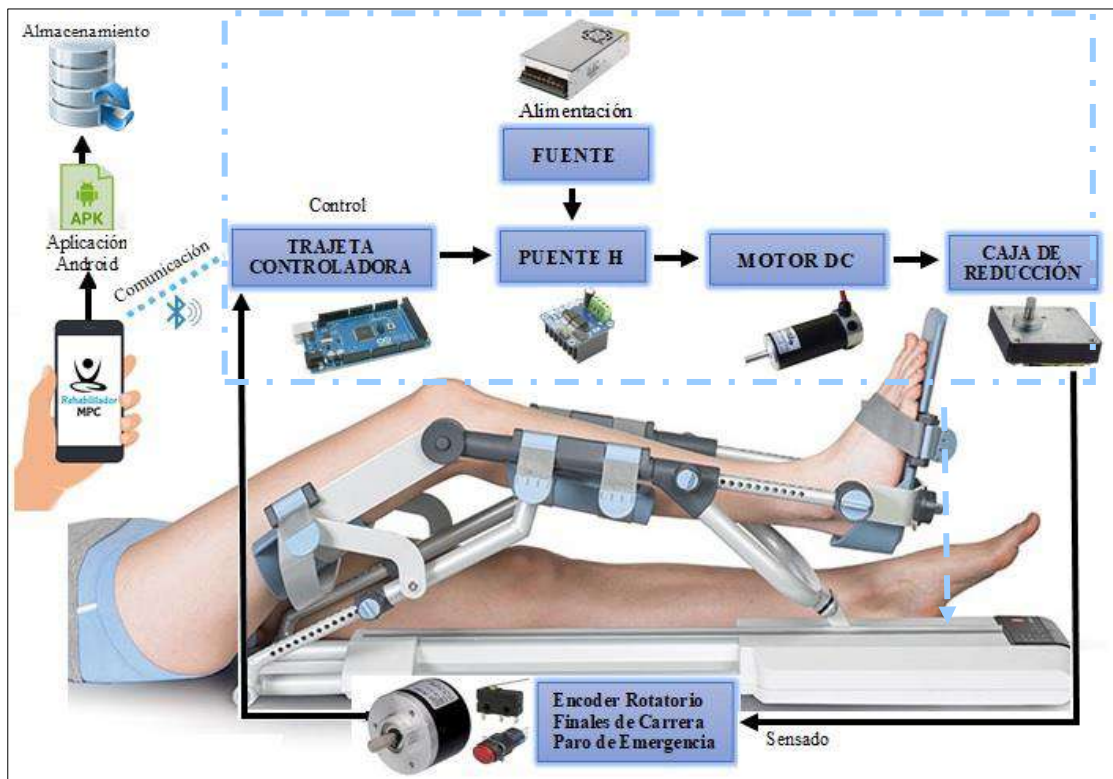
- Tener un suministro eléctrico de 110V.
- Proporcionar un rango variación de 0° para la extensión a 120° para la flexión.
- Ser ajustable y flexible a las diferentes alturas de los pacientes comprendida entre 150cm a 190cm.
- Soportar un peso máximo de 150Kg del paciente.
- Facilitar una variación de velocidad para las rutinas de rehabilitación.
- Controlar el prototipo de manera inalámbrica.
- Guardar los datos del paciente y las rutinas en una base de datos.
- Ser transportable, ligero, de fácil operación y de sencillo ensamblaje.

##### 2.1.1 Consolidación general del prototipo

En la figura 1-2 se aprecia la consolidación general del prototipo de rehabilitación, el diseño consta de:

- **Activación manual:** el prototipo cambia de velocidad en base a la variación de un potenciómetro.
- **Activación inalámbrica:** una aplicación móvil permite ingresar al modo manual en donde se elige flexionar o extender a la velocidad que se requiera y al modo automático donde se hace el registro de los datos del usuario y sus respectivas rutinas de rehabilitación, la

aplicación móvil se encarga de enviar los datos necesarios mediante Bluetooth a la tarjeta controladora, en la cual se procesa dicha información para iniciar con el proceso de rehabilitación mediante la transmisión de movimiento rotatorio del motor a movimiento lineal por medio del tornillo de potencia, para ello se realiza la lectura de la señal de un encoder rotativo, de dos finales de carrera y en caso de algún siniestro se podrá pulsar los paros de emergencia que están ubicados estratégicamente.



**Figura 1-2:** Concepción general del prototipo de rehabilitación

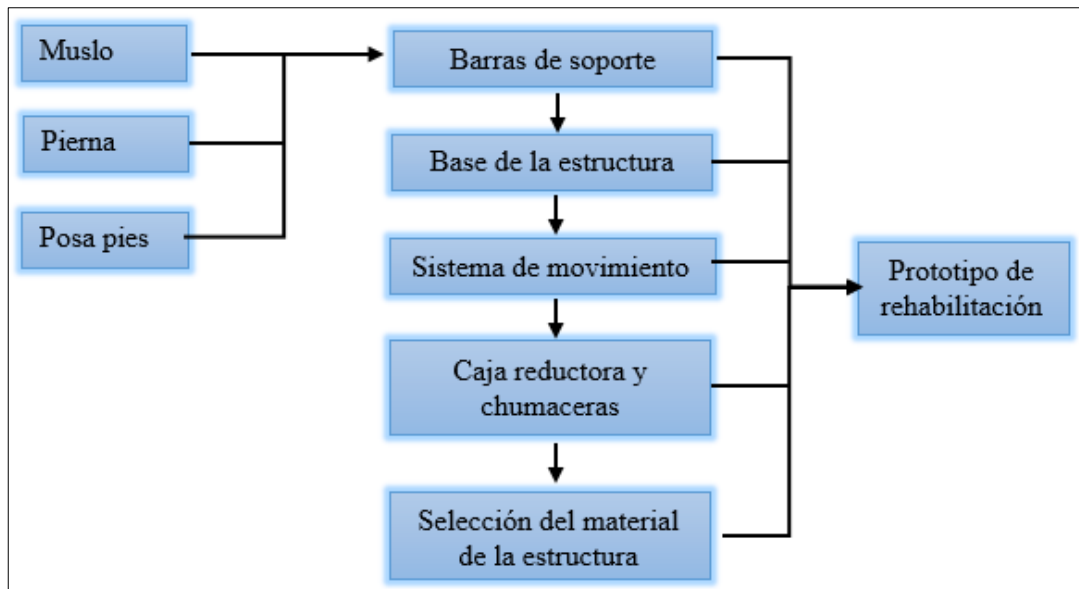
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

## 2.2 Diseño mecánico del prototipo de rehabilitación

En este apartado se detalla el diseño mecánico del prototipo de rehabilitación el cual se observa en la figura 2-2 mediante un diagrama de bloques.

Al aplicar la ecuación 1-1 presentada en el capítulo anterior se tiene que el prototipo solo va a tener un grado de libertad.

$$GDL = 3 * (4 - 1) - 2 * 4 = 1$$

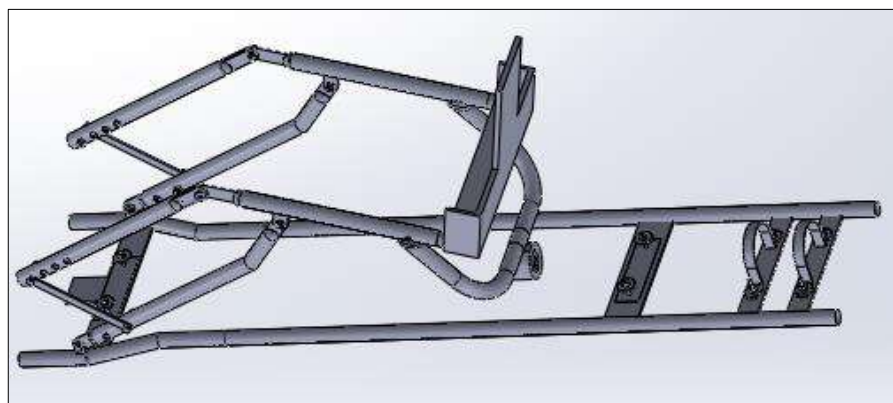


**Figura 2-2:** Diagrama de bloques del diseño mecánico

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

### 2.2.1 Diseño de las piezas

Las partes y el ensamblaje del prototipo se diseñó en el *software* Solidworks 2018. En la figura 3-2 se puede observar las barras que soportan el miembro inferior. Consta de dos barras paralelas para soportar el muslo, estas barras se unen por medio de tornillos M6 a las dos barras paralelas para soportar la pierna y al final se une con la tuerca que se mueve por el tornillo de potencia para producir el movimiento flexión-extensión, también se une el posa pies el cual permite variar su longitud de acuerdo a la medida antropométrica del paciente, adicionalmente tiene dos barras las cuales se acoplan a la estructura base mediante tornillos M6 para darle robustez al dispositivo y evitar que se produzca un movimiento en sentido contrario.



**Figura 3-2:** Barras de soporte y estructura base

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Para los cálculos del tornillo de potencia se utilizó un paso de  $0.2in = 0.00508m$ , reemplazando en las ecuaciones 11-1, 13-1, 14-1 respectivamente se obtiene:

$$D = \frac{5,08}{0,2} = 25,4mm = 1in$$

$$e = h = 0,5 * 5,08 = 2,54mm = 0,1in$$

$$d = 25,4 - 2 * 2,54 = 20,32mm = 0,8in$$

Para los parámetros de la tuerca se hizo el reemplazo en las ecuaciones 15-1 y 16-1:

$$D' = 20,32 + 0,125 * 5,08 = 20,955mm = 0,825in$$

$$e' = 2,54 + 0,05 = 2,59mm = 0,1in$$

Las especificaciones para el tornillo de potencia son: una sola entrada de rosca,  $d_m = 0,9in$ , un coeficiente de fricción de 0,18, el cual se puede apreciar en el anexo A y además va a soportar un peso máximo de 24Kg de acuerdo a la tabla 3-1. Entonces reemplazando en las ecuaciones 25-1 y 26-1 se obtiene los siguientes valores de torque:

$$T_R = 0,68275Nm$$

$$T_L = 0,29001Nm$$

Cuando se logra un par de torsión positivo por medio de la ecuación 26-1, se establece que el tornillo es auto bloqueante y en este caso el diseño cumple con esta condición.

Para obtener el par de torsión del cojinete se aplica la ecuación 27-1, donde la fuerza aplicada es de 235,2N, el coeficiente de fricción es de 0,18 pues es fabricado en acero y el diámetro medio es de 0,01905m, entonces se obtiene el siguiente valor:

$$T_C = 0,40350Nm$$

La velocidad lineal máxima de la tuerca del tornillo de potencia es de 2cm/s y mediante este dato se calcula las RPM a las que gira el motor, para ello se realiza una analogía pues en una revolución la tuerca se desplaza la distancia de paso de la rosca, entonces se tiene:



$$n = \frac{2cm}{s} * \frac{1rev}{0,508cm} * \frac{60s}{1min} = 236.22RPM$$

El torque total permite obtener la potencia mecánica necesaria, al aplicar la ecuación 28-1 se obtiene:

$$T_T = T_R + T_L = 0,97276 Nm = 8,6097 lb in$$

Luego se aplica la ecuación 29-1:

$$P = \frac{8,6097 lb in * 236,22}{63025} = 0,0323HP$$

La eficiencia se obtiene al aplicar la ecuación 30-1:

$$e = \frac{235,2 * 0,00508}{2\pi * 0,68275} = 0,27852$$

Por último, el torque el cual necesita el motor se obtiene al usar la ecuación 31-1.

$$T_{motor} = \frac{0,68275 + 0,40350}{0,27852} = 3,90008Nm$$

En la tabla 1-2 se puede apreciar un resumen de los parámetros calculados:

**Tabla 1-2:** Parámetros de diseño

Parámetro	Valor
<b>Diámetro externo del tornillo</b>	1in
<b>Diámetro interno del tornillo</b>	0,8in
<b>Torque de subida</b>	0,68275Nm
<b>Torque de baja</b>	0,29001Nm
<b>Torque del cojinete</b>	0,40350Nm
<b>Potencia mecánica</b>	0,0323HP
<b>Eficiencia</b>	0,27852
<b>Torque del motor</b>	3,90008Nm

Fuente: (BUDYNAS y KEITH NISBETT, 2014)

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

### 2.2.2 Caja de reducción

En la figura 4-2 se puede observar la caja de reducción que se utilizó para el prototipo. Este es un mecanismo compuesto de un conjunto de engranajes con el cual se consigue disminuir la velocidad de entrada, pero aumenta el torque. Sus características aproximadas son (CLR):

- **Caja:** de aleación ligera, con fijación frontal de 3 tornillos.
- **Reducción:** los engranajes son de forma helicoidal, tiene piñones y ruedas de acero con tratamiento térmico superficial antifricción, además el rodaje intermedio gira en rodamientos de bolas.
- **Eje de salida:** de acero, de  $\varnothing 18,4mm$  y 10mm de longitud
- **Carga axial:** de 180Kg aproximadamente.
- **Peso neto:** 0,5Kg



**Figura 4-2:** Caja de reducción

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

### 2.2.3 Chumaceras

Es un rodamiento montado, se utiliza para dar apoyo a un eje de rotación. Este tipo de cojinete se coloca habitualmente en una línea paralela en el eje del árbol. Se colocan en varios sistemas de transporte y son por lo general auto-lubricantes (William, 2018). En la figura 5-2 se puede observar las chumaceras que se utilizaron en el prototipo y en el anexo B se puede observar más características de este mecanismo.



**Figura 5-2:** Chumaceras

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

#### 2.2.4 Selección del material para la estructura

Para la selección del material para la estructura se realizó en función de la valoración de las principales características de los materiales como se muestra en la tabla 2-2.

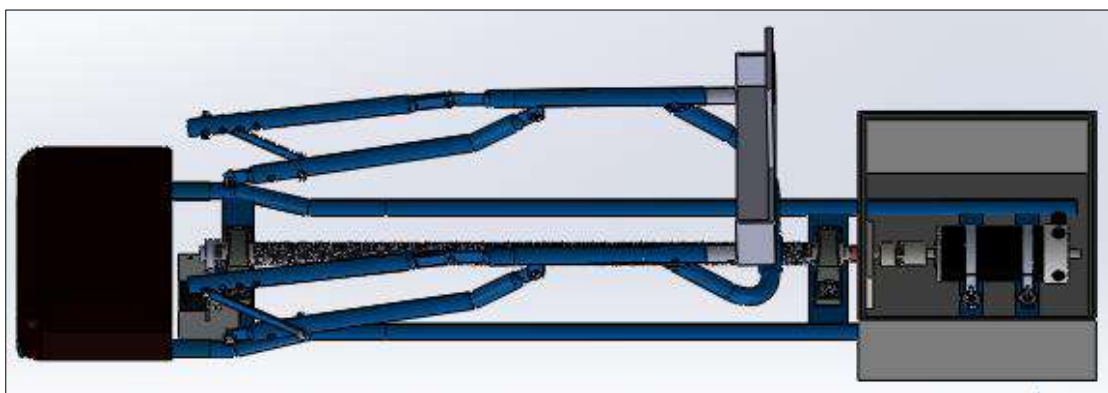
**Tabla 2-2:** Cuadro comparativo de material de la estructura

	Acero inoxidable	Acero suave	Aluminio
<b>Disponibilidad en el mercado</b>	Alta	Alta	Media
<b>Facilidad de maquinado</b>	Media-alta	Alta	Media
<b>Resistencia a la corrosión</b>	Alta	Alta	Alta
<b>Facilidad de soldar</b>	Media-alta	Media-alta	Media-bajo
<b>Costo</b>	Media-alta	Medio-bajo	Alta

**Fuente:** (Myszka, 2012)

**Realizador por:** Rea, Mercy; 2019

En base a la tabla 2-2 se selecciona al acero suave como material para la fabricación del prototipo, pues se puede conseguir fácilmente en el mercado a un precio aceptable. En el anexo C se puede observar las características de los materiales que se usó. Una vez seleccionado los materiales y obtenido los parámetros necesarios se procede a culminar con el diseño. En la figura 6-2 se aprecia el diseño del prototipo terminado, consta de la base de la estructura, de las barras tanto para el muslo y pierna, un tornillo de potencia, el cual está unido a la caja de reducción y mediante un acople flexible al eje del motor, además a sus extremos están las chumaceras, por último, se tiene una caja de control la cual contiene al motor.



**Figura 6-2:** Diseño mecánico en Solidworks del prototipo

**Realizador por:** Rea, Mercy; 2019

En la figura 7-2 a, se puede apreciar el prototipo construido en el material seleccionado, sus dimensiones son: cuando está el prototipo extendido de: 110\*30\*20 y flexionado de:

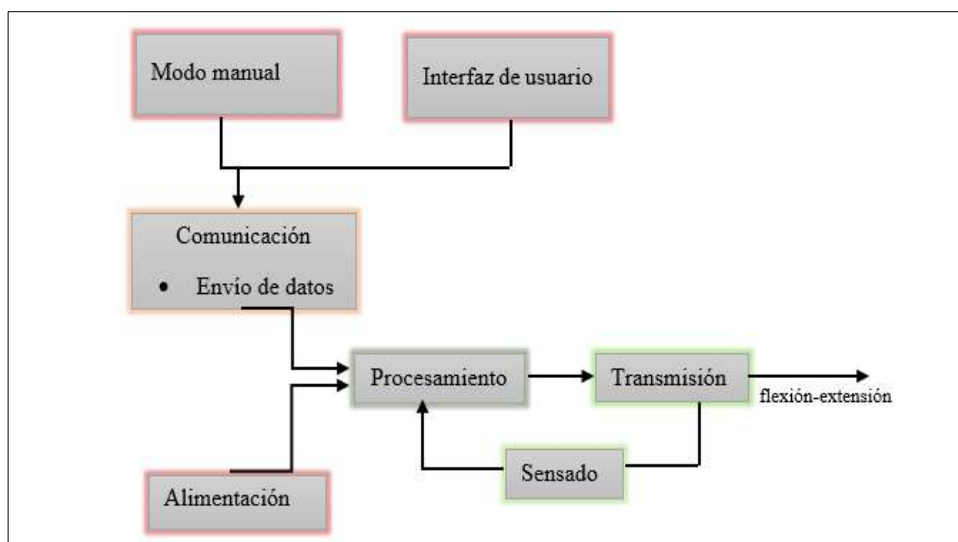
110\*30\*42cm como se observa en la figura 7-2 b y c respectivamente. Además, tiene un peso aproximado de 12Kg.



**Figura 7-2:** Construcción del prototipo de rehabilitación  
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

### 2.2.5 *Diseño de la arquitectura del prototipo de rehabilitación*

En la figura 8-2 se da a conocer la arquitectura del dispositivo de rehabilitación.



**Figura 8-2:** Diagrama de bloque del proceso para la consolidación del prototipo  
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

La consolidación del prototipo se presenta mediante un diagrama de bloques del proceso. El ingreso de datos se lo puede realizar de dos partes, la primera es el modo manual donde se consigue el movimiento flexión-extensión por medio de la variación de un potenciómetro y la segunda es una interfaz de usuario que mediante una aplicación móvil almacena la información del paciente y su respectiva rutina de rehabilitación, en el bloque de comunicación se envía los datos a la etapa de procesamiento, en la cual el microcontrolador Arduino procesa la información, en el bloque de transmisión se convierte el movimiento rotatorio en lineal, el bloque de sensado envía las señales al microcontrolador y por último la etapa de alimentación la cual energiza a todo el prototipo con el voltaje y corriente necesaria.

## 2.3 Diseño electrónico del prototipo de rehabilitación

En este apartado se detalla cada uno de los elementos seleccionados y su respectiva conexión para garantizar el correcto funcionamiento del prototipo.

### 2.3.1 Descripción de los elementos utilizados

#### 2.3.1.1 Arduino mega2560

Tarjeta de desarrollo libre, sus dimensiones son 101,52mm de longitud, 53,3 de ancho y pesa 37g, ver en anexo D (Radiospares). En la figura 9-2 se puede apreciar este dispositivo.



**Figura 9-2:** Arduino Mega 2560

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

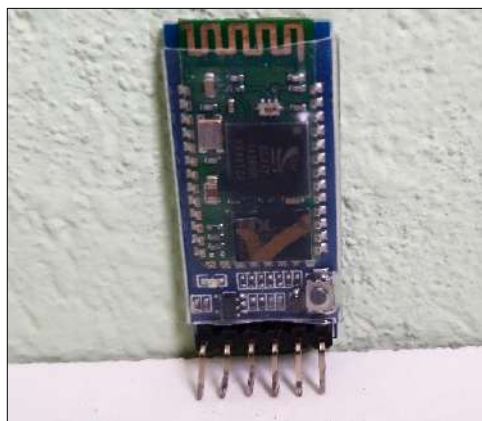
#### Principales características técnicas (Radiospares):

- Microcontrolador: ATmega 2560
- Voltaje de operación: 5V
- Terminales digitales: 54

- Terminales PWM: 16
- Frecuencia de reloj: 16MHz
- Puerto serial: 4
- Conexión USB: 1

#### 2.3.1.2 *Bluetooth HC-05*

Dispositivo que establece un enlace serial entre un microcontrolador y otro equipo proporcionado con Bluetooth en un espacio de 10m, trabaja como esclavo, además sus parámetros pueden ser configurables mediante comandos AT (Naylamp Mechatronics). En la figura 10-2 se puede apreciar un ejemplar de esta tecnología inalámbrica.



**Figura 10-2:** Módulo Bluetooth HC-05

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

#### **Principales características** (Naylamp Mechatronics):

- Voltaje de operación: 5V
- Corriente de operación: 40mA
- Frecuencia de trabajo 2,4GHz
- Baud rate ajustable: 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200.

#### 2.3.1.3 *Encoder rotatorio incremental MCT38A*

Es un sensor generador de pulsos, es de cuadratura pues provee de dos trenes de pulsos los cuales están desplazadas 90°, permitiendo así conocer con exactitud la posición y el sentido de giro del tornillo de potencia. En la figura 11-2 se muestra este sensor.



**Figura 11-2:** Encoder Rotativo

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

**Principales características** (Foxcon, 2016), ver anexo E:

- Voltaje de operación: 5V
- Numero de fases: 2
- Resolución: 400ppr
- Peso: 0,2Kg
- Protección: IP50

#### 2.3.1.4 Motor AMP Flow A28-400

En el capítulo anterior se determinó usar un motor DC y el torque que debe tener el motor, el cual es 3,90008Nm, por razones de disponibilidad se ha utilizado el motor A28-400, los cuales están diseñados para brindar el más alto nivel de rendimiento posible. Tiene imanes de neodimio permanentes y cuatro escobillas (AmpFlow). En la figura 12-2 se aprecia el motor que se utiliza en el desarrollo de este prototipo.



**Figura 12-2:** Motor DC

Realizador por: Rea, Mercy; 2019



**Principales características** (AmpFlow), ver anexo F:

- Voltaje nominal de operación: 24V
- Velocidad: 4900RPM
- Amperaje sin carga: 4,4A
- Potencia mecánica: 4,3HP
- Eficiencia: 83%
- Peso: 6,9lb
- Dimensiones: diámetro 3in y longitud 6,7in

**2.3.1.5 Driver BTS7960**

Para controlar el motor anteriormente mencionado es necesario de un puente H como este módulo que soporta altas corrientes y está totalmente integrado para dar órdenes al motor, este dispositivo presenta entradas de nivel lógico diagnóstico con detección de corriente, ajuste de velocidad de respuesta, generación de tiempo muerto y protección contra sobretemperatura, sobretensión, subtensión, sobrecorriente y cortocircuito (Rittenberry, 2005). Está disponible en el mercado a un costo disponible, se lo puede apreciar en la figura 13-2.



**Figura 13-2:** Driver BTS7960

**Realizador por:** Rea, Mercy; 2019

**Principales características** (Rittenberry, 2005), ver anexo G:

- Voltaje de operación: 6-27Vdc
- Voltaje de entrada de control 3,3-5V
- Corriente máxima de operación: 43A
- Frecuencia de reloj: 25KHz
- Modo de control: PWM
- Dimensiones: 50\*50\*43mm
- Peso: 66g



#### 2.3.1.6 Finales de carrera

En el desarrollo de este prototipo se usa finales de carrera mecánicos como se aprecia en la figura 14-2. Estos sensores emiten una señal al ser accionados con el fin de modificar la acción que se está ejecutando, contienen contactos normalmente abiertos (NO) y normalmente cerrados (NC).



**Figura 14-2:** Final de carrera

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

#### 2.3.1.7 Paros de emergencia

En la figura 15-2, se muestra los pulsadores que se utilizan como paros de emergencia con el fin de prevenir situaciones en los cuales se pueda afectar a los usuarios o en general al prototipo. Contienen contactos NC y NO.

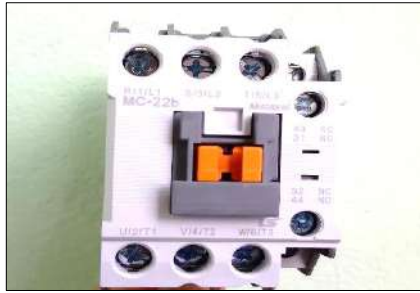


**Figura 15-2:** Pulsadores paro de emergencia

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

#### 2.3.1.8 Contactor MC-22b

Elemento electromecánico con el poder de establecer o interruptor la corriente eléctrica, son accionados por un electroimán por el cual circula menor corriente (Vilches, 2013). Se utilizó un contactor de tres polos, viene con terminales de tornillo, permite montar en riel DIN o atornillar a la placa posterior del panel. En la figura 16-2 se puede observar este elemento.



**Figura 16-2:** Contactor MC-22B  
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

**Principales características** (Vilches, 2013):

- Rango de amperaje: 22A
- Voltaje de operación 120VAC
- Protección: IP20
- Peso: 0,34Kg
- Demisiones: 8,6\*4.5\*7,35cm

*2.3.1.9 Fuente de energía del prototipo*

El prototipo esta energizado por la red eléctrica. Este voltaje alimenta la fuente, la cual emite un voltaje en corriente continua de 12V a 20A, en la figura 17-2 se puede observar físicamente la fuente, la cual alimenta tanto la tarjeta controladora, módulo Bluetooth, encoder, finales de carrera, leds indicadores, paros de emergencia, puente H y motor.

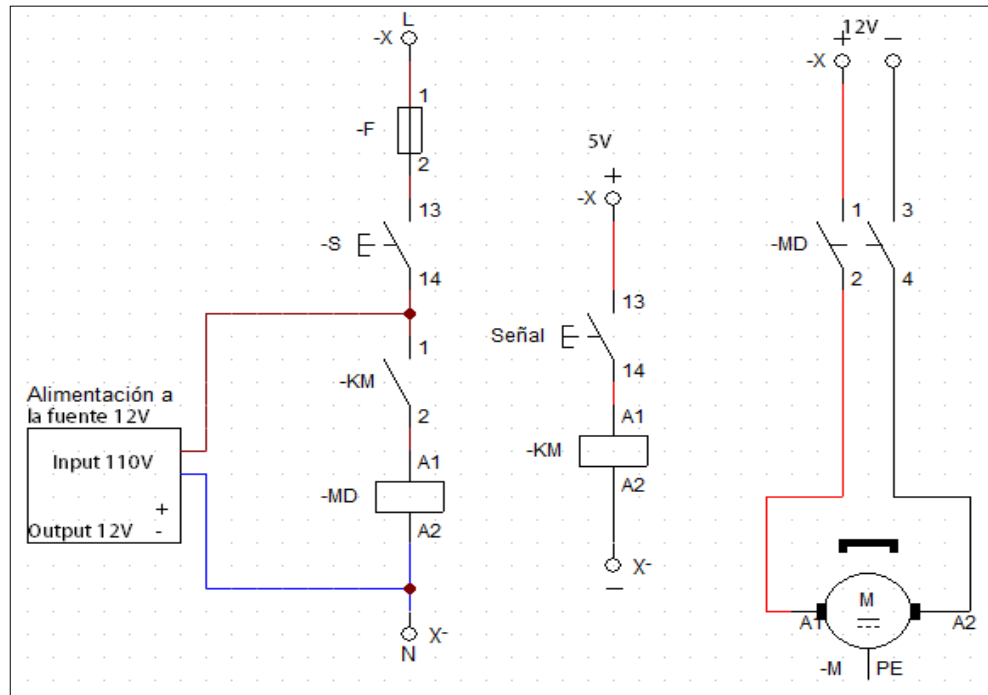


**Figura 17-2:** Fuente de 12V a 20A  
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

*2.3.2 Descripción y diagrama de conexión del prototipo de rehabilitación*

La conexión del prototipo costa de dos partes, la parte eléctrica y la parte electrónica. En la figura 18-2 se puede apreciar la parte eléctrica, la cual consiste en la conexión de un fusible de

protección, un switch el cual enciende todo el dispositivo, además energiza al relé que activa la bobina del contactor cuando el microcontrolador le manda una señal en alto dejando pasar voltaje para alimentar al motor, el cual está siendo controlado mediante puente H.



**Figura 18-2:** Diagrama de conexión eléctrico

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la figura 19-2 se puede apreciar el diagrama de conexión electrónico, este se realizó mediante la ayuda del *software* Proteus 8.8.

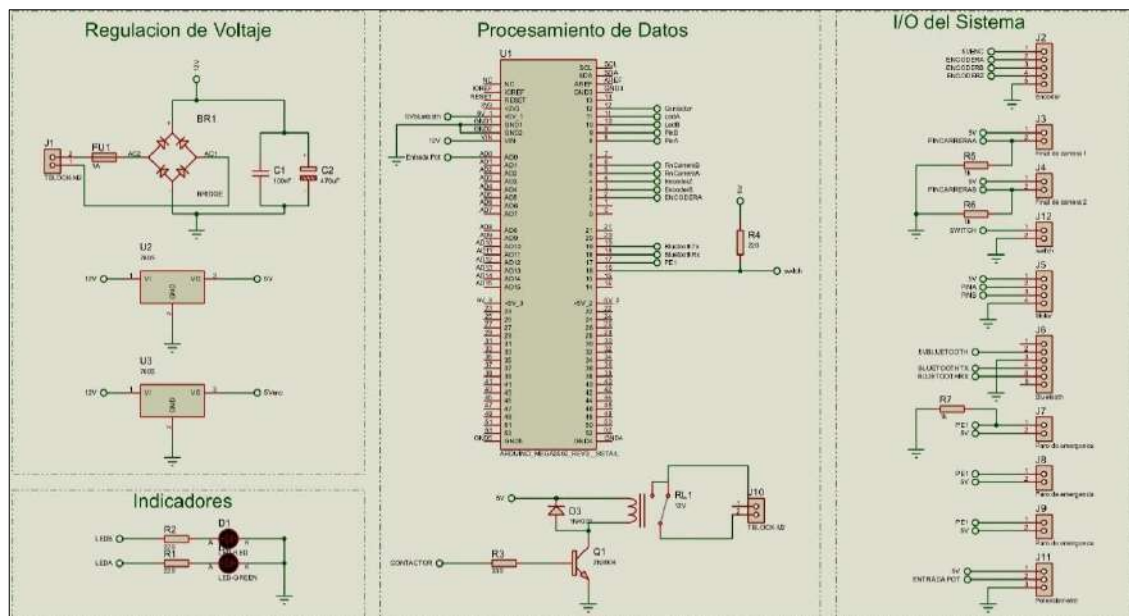
Este esquema consta de varias etapas. La primera etapa consiste en la protección de la placa electrónica tanto para corto circuitos como para la inversión de polaridad y la regulación de voltaje para los elementos que necesitan 5V de alimentación.

La segunda etapa consiste en la energización del Arduino mega con 12V, GND y la conexión con las entradas y salidas que constan de la siguiente manera:

- El encoder rotativo se alimenta con 5V y GND, para el funcionamiento se conecta la fase A, B, Z a los terminales 2, 3, 4 respectivamente de las entradas digitales del Arduino.
- Los finales de carrera se energizan con 5V y están conectados a los terminales 5 y 6 del Arduino.
- El control del motor el cual está transmitido por el driver necesita de cuatro terminales, uno para la alimentación con 5V, otro para GND y los terminales que controlan la dirección y

velocidad, estos terminales son RPWM conectado al terminal 8 y LPWM conectado al terminal 9 del Arduino.

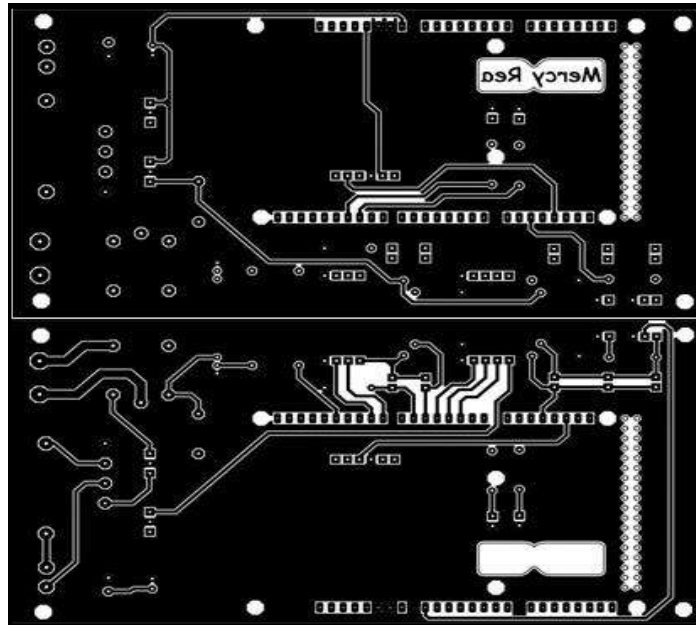
- Los leds indicadores se conectan a los terminales 10 y 11 de la tarjeta controladora y a GND.
- Los paros de emergencia se conectan en paralelo al terminal 7 del microcontrolador y se energizan con 5V.
- El módulo Bluetooth se alimenta mediante el regulador de 5V del Arduino y GND, se conectan los terminales Rx y Tx a los terminales 18 y 19 respectivamente, estos son terminales de comunicación serial.
- El switch el cual permite cambiar la manera de utilizar el prototipo, de modo manual a modo inalámbrico se conecta al terminal 16 del Arduino.
- El potenciómetro que funciona al activarse el switch del terminal 16, es decir en modo manual se conecta a 5V, GND y a la entrada analógica A0 del Arduino.
- El circuito que activa al relé se conecta al terminal 12 del Arduino.



**Figura 19-2:** Diagrama de conexión de la parte electrónica del prototipo

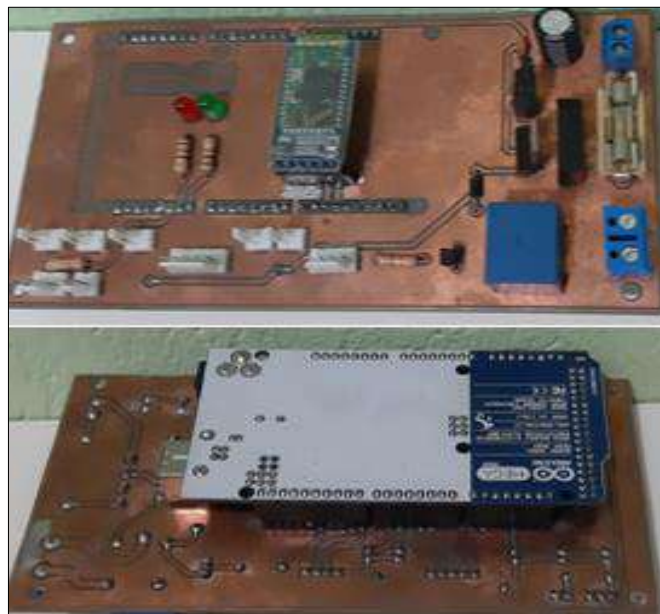
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Después de realizar correctamente las conexiones de cada uno de los componentes se procedió a diseñar la placa en Ares, la cual es una herramienta de Proteus que facilita el diseño PCB. En la figura 20-2 se puede apreciar el diseño de la placa PCB.



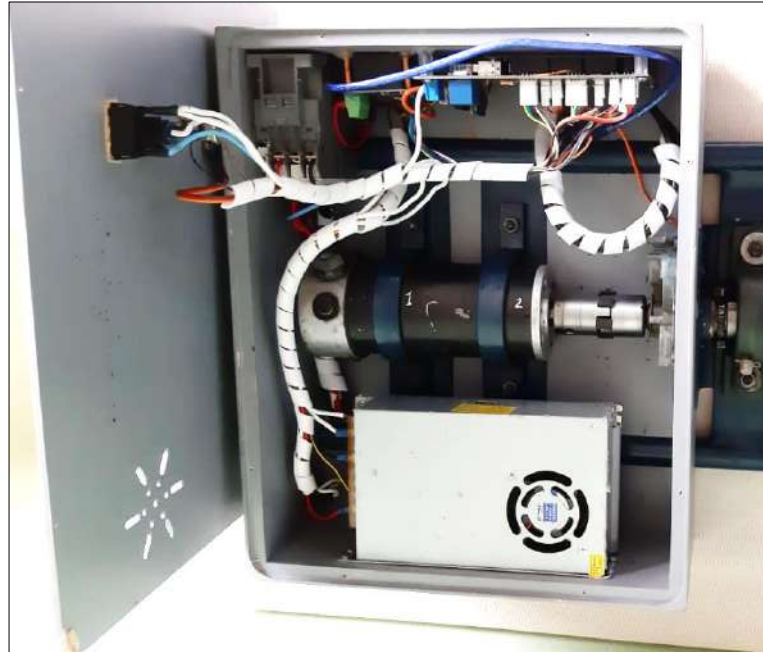
**Figura 20-2:** Diseño PCB del prototipo de rehabilitación.  
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la figura 21-2 se aprecia la placa PCB implementada físicamente y soldada con los elementos necesarios.



**Figura 21-2:** Placa PCB para el prototipo  
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la figura 22-2 se observa la distribución de los elementos en el gabinete de control, donde se puede ver una correcta separación entre la parte electrónica y de la parte de potencia.



**Figura 22-2:** Caja de control

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

## 2.4 Diseño del *software* para el prototipo de rehabilitación

En la presente sección se muestra el *software* utilizado para la lectura y envío de datos y también el *software* para desarrollar la aplicación móvil, para lo cual se inicia estableciendo los requerimientos, se presenta los diagramas de flujo, las funciones y librerías empleadas.

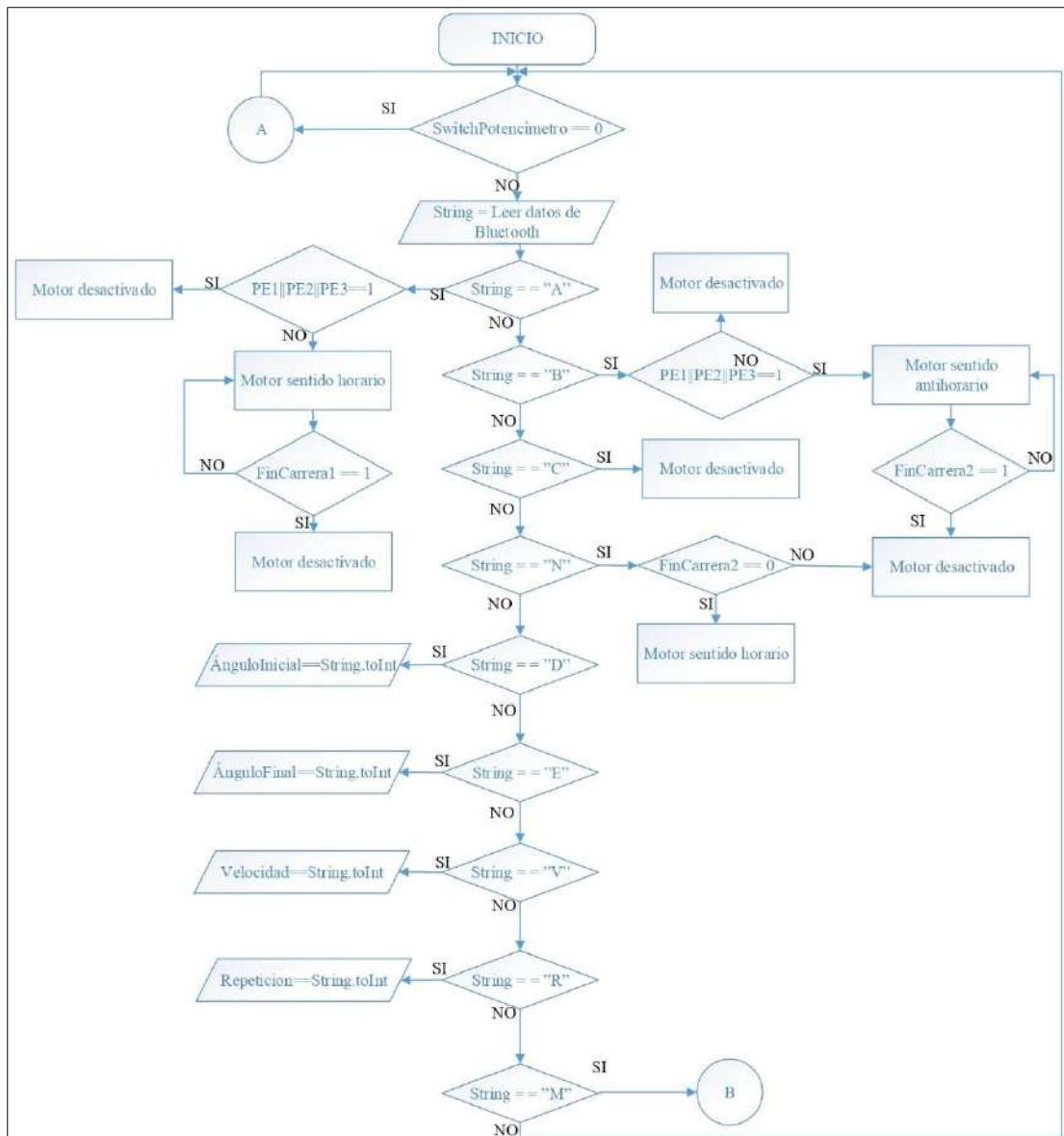
### 2.4.1 *Requerimientos el software del prototipo*

- Desarrollar una aplicación móvil amigable con el paciente.
- Permitir el ingreso al modo manual y al modo de sesión del paciente.
- Almacenar la información del paciente, así como su rutina de rehabilitación en una base de datos.
- Generar la conexión de Bluetooth entre el dispositivo móvil y el módulo controlado por Arduino.
- Enviar los datos necesarios al microcontrolador para realizar el proceso de rehabilitación.

### 2.4.2 *Diagrama de flujo del programa del prototipo*

Para programar el controlador se usó el *software* Arduino 1.8.1. En las figuras 23-2, 24-2 y 25-2 se observa los esquemas del programa especificando el proceso que se realizó.





**Figura 23-2:** Diagrama de flujo de la programación de Arduino

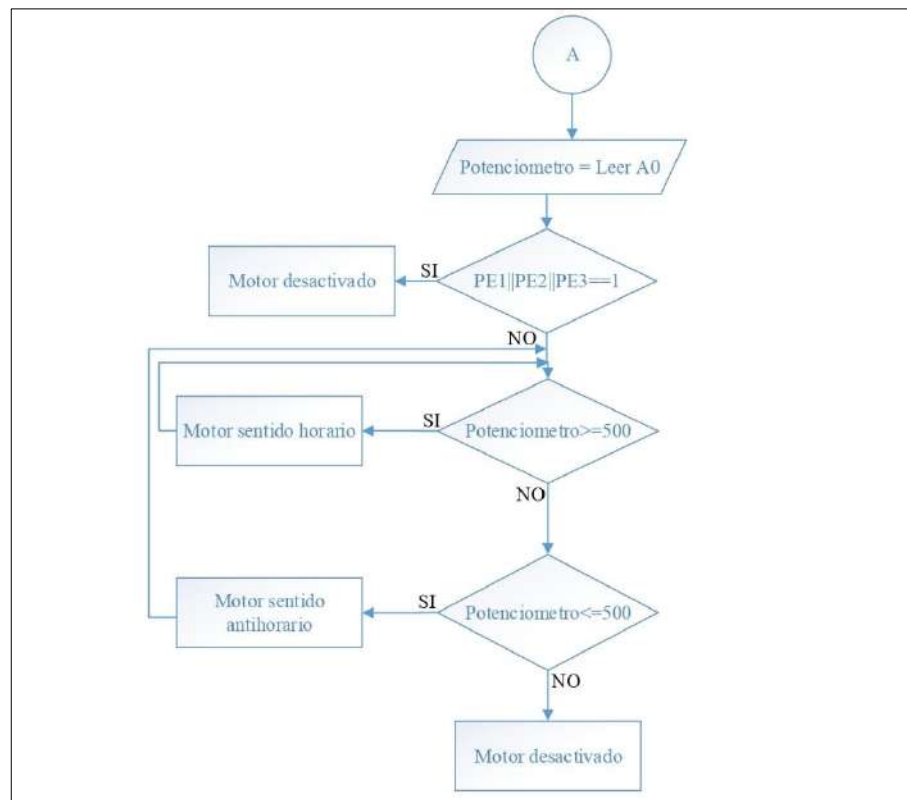
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Se empieza con:

- La declaración e inicialización de las variables globales.
- Se configura tanto las entradas como las salidas del dispositivo.
- Se inicializa la comunicación serial tanto de la consola de Arduino y el puerto serial para la comunicación del módulo Bluetooth con el dispositivo.
- Se realiza la lectura de los sensores para comprobar su correcto funcionamiento.
- Se definen las funciones:
  - *void setup ()*: Define si las variables declaradas son entradas o salidas.
  - *void loop ()*: se encarga de llamar a todas las funciones según se necesite, esto se realiza de forma lineal.

- *void potenciometro ()*: habilita el funcionamiento manual mediante la manipulación de un potenciómetro.
- *void FinCarrera2 ()*: regresa a la posición inicial para indicar al encoder que se encuentra a cero grados.
- *void ModoAuto ()*: recopila la lectura de datos enviados por Bluetooth, los cuales son el ángulo inicial, ángulo final, velocidad y las repeticiones. Estos datos los procesa y controla la rutina de rehabilitación mediante los datos obtenidos del encoder y finales de carrera.
- *void encoder ()*: cuenta los pulsos que genera el encoder y los transforma en grados para controlar los ángulos.

En la figura 24-2 se evidencia el proceso que se sigue para controlar el prototipo mediante un resistor variable, este permite manejar la dirección y la velocidad del motor.

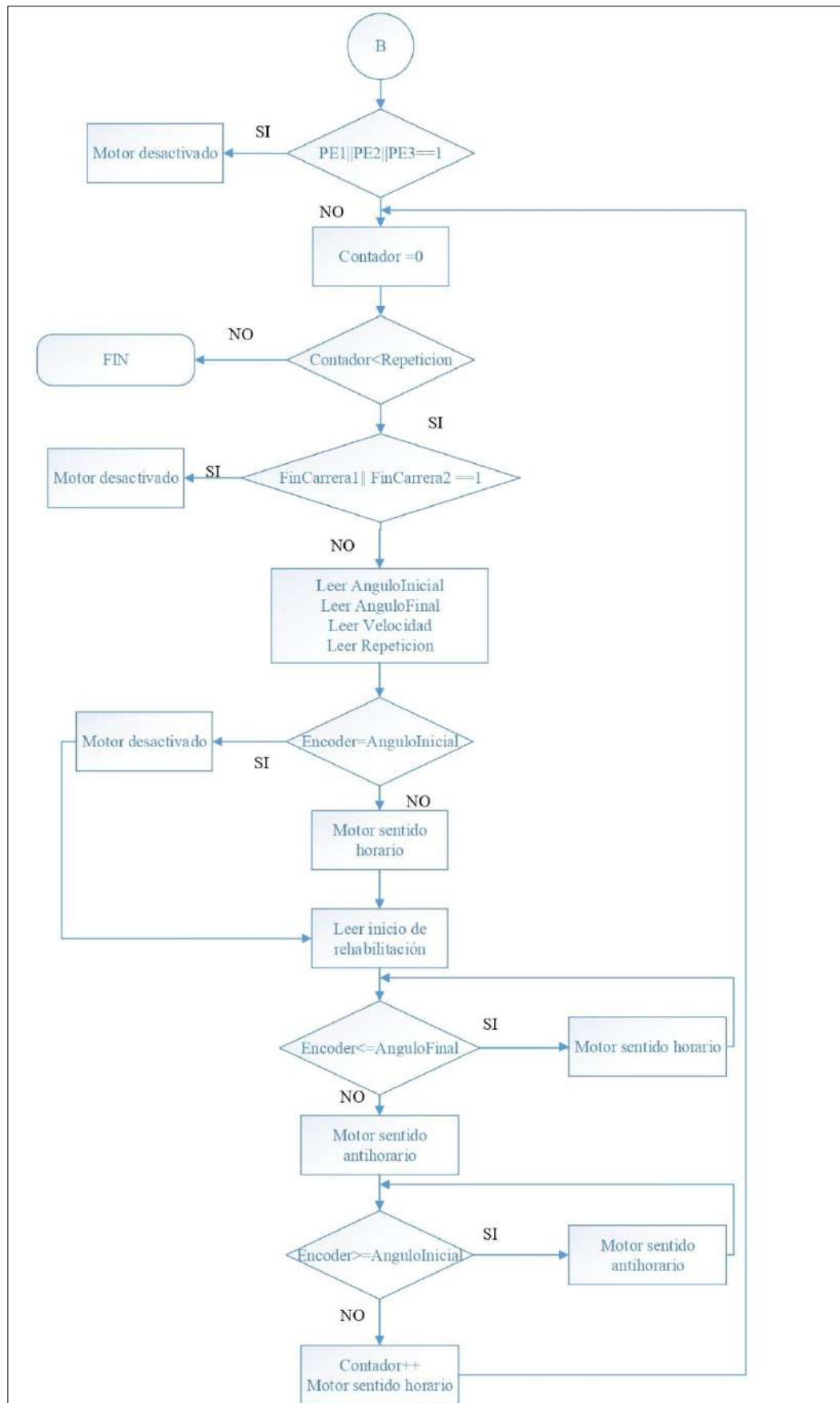


**Figura 24-2:** Diagrama de flujo de la función potenciometro

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la figura 25-2 se muestra el proceso que se hace para obtener la rehabilitación en modo automático.





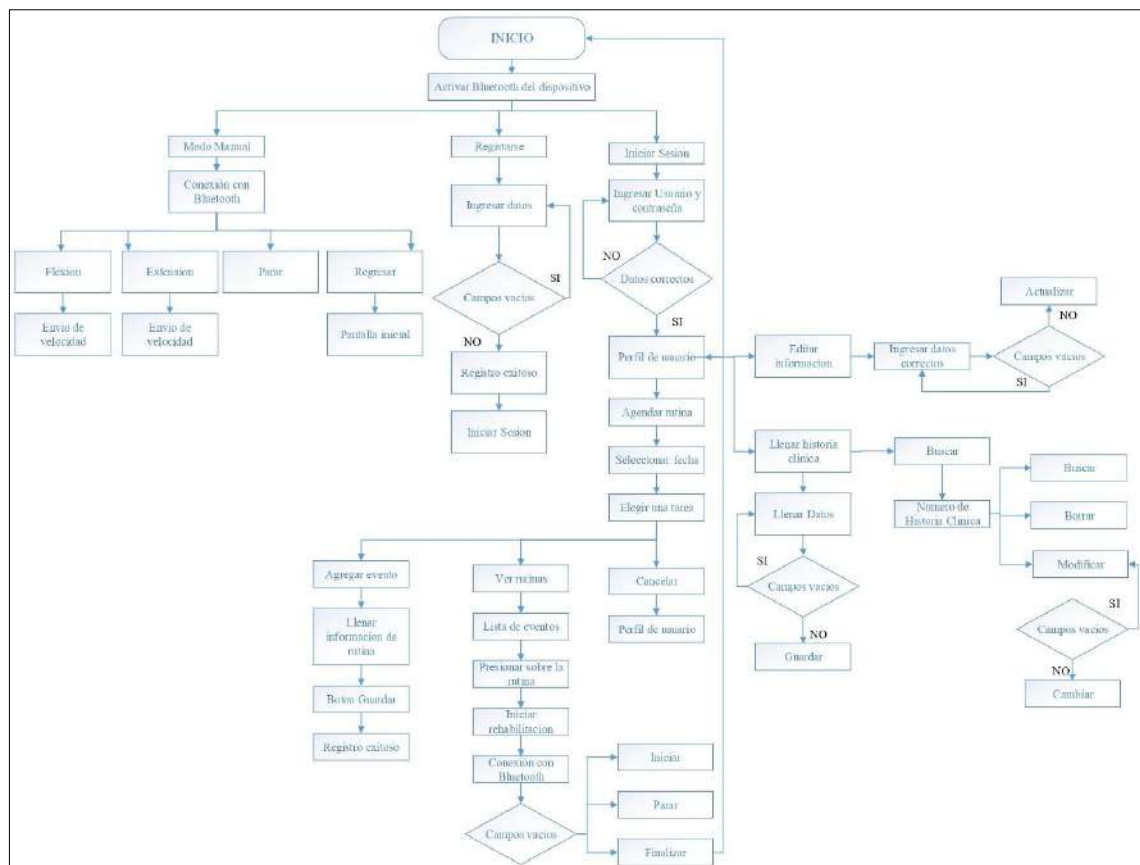
**Figura 25-2:** Diagrama de flujo de la función en modo automático  
 Realizador por: Rea, Mercy; 2019

### 2.4.3 Programación en Android Studio

Con el fin de realizar una aplicación móvil se utilizó el *software* Android Studio 3.5. Consta de dos modos de operación, el primero se encarga de enviar los datos de velocidad mediante Bluetooth y el segundo consiste en registrar los datos del paciente y las rutinas de rehabilitación en una base de datos local.

En la figura 2-2 se aprecia el diagrama de flujo de la programación de Android Studio, el cual se detalla a continuación.

- Se inicializa la aplicación.
- Se activa el Bluetooth de dispositivo.
- Mediante un menú se ingresa a lo que el paciente requiera tanto al modo manual y al modo automático.
- Se realiza el envío de datos tras la previa conexión con el módulo Bluetooth.



**Figura 26-2:** Diagrama de flujo de la programación en Android Studio

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Las librerías y funciones utilizadas en el desarrollo de la aplicación móvil se detallan a continuación (Cancela y Ostos, 2010):

- **android.util:** contiene las clases de bajo nivel, estos son: contenedores especializados, formateadores de cadenas y de análisis XML de servicios público.
- **android.os:** paquete de sistema operativo, permite el acceso a los servicios básicos.
- **android.text:** herramientas de procesamiento de texto para mostrarlo y analizarlo.
- **android.database:** proporciona las clases de bajo nivel necesario para la manipulación de cursores cuando se trabaja con bases de datos.
- **android.content:** contenido de la API se utiliza para admirar el acceso a los datos y a la publicación, proporcionando los servicios para hacer frente a los recursos, los proveedores de contenido y los paquetes.
- **android.widget:** construido sobre el paquete de Vista, elementos de la interfaz de usuario para su uso en las aplicaciones. Se incluyen listas, botones y diseños.
- **android.app:** incluye la actividad de servicios y las API que forman la base de todas sus aplicaciones.
- **android.bluetooth:** proporciona el acceso a las plataforma hardware, incluyendo Bluetooth.

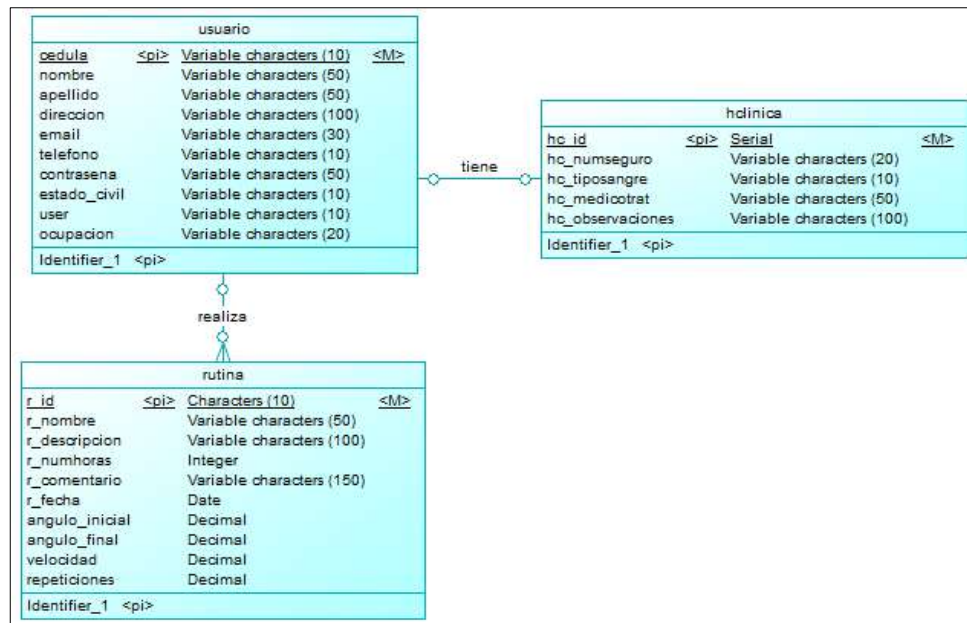
#### 2.4.3.1 *SQLite*

Es un motor de base de datos ligero, no necesita de un servidor pues guarda los datos en un único fichero y además Android incluye un soporte a SQLite, el cual se implementa como una librería C, en lugar de ejecutarse en un proceso propio. Esto reduce dependencias externas, minimiza la latencia, y simplifica procesos como la sincronización (Ciencia de la Computacion e IA, 2012).

En el desarrollo de la basen de datos se utilizó las clases (Ciencia de la Computacion e IA, 2012):

- **Content Values:** permite insertar nuevas filas en tablas. Cada objeto de este tipo representa una única fila en una tabla y se encarga de emparejar nombres de columnas con valores concretos.
- **SQLiteOpenHelper:** es abstracta, se usa como medio para implementar un patrón de creación, apertura y actualización de una determinada base de datos.

En la figura 27-2 se aprecia la estructura de la base de datos para almacenar la información de paciente, su historia clínica y su respectiva rutina de terapia.

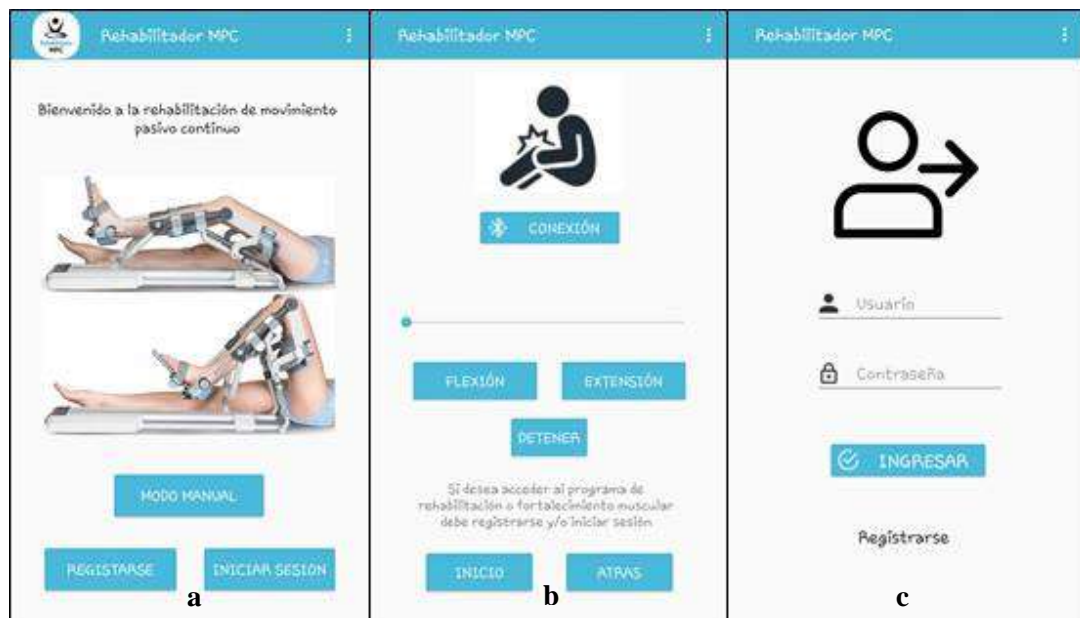


**Figura 27-2:** Estructura de la base de datos para el prototipo

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

#### 2.4.3.2 Descripción de las opciones de la aplicación móvil

En la figura 28-2, 29-2 y 30-2 se aprecian las pantallas de la aplicación.

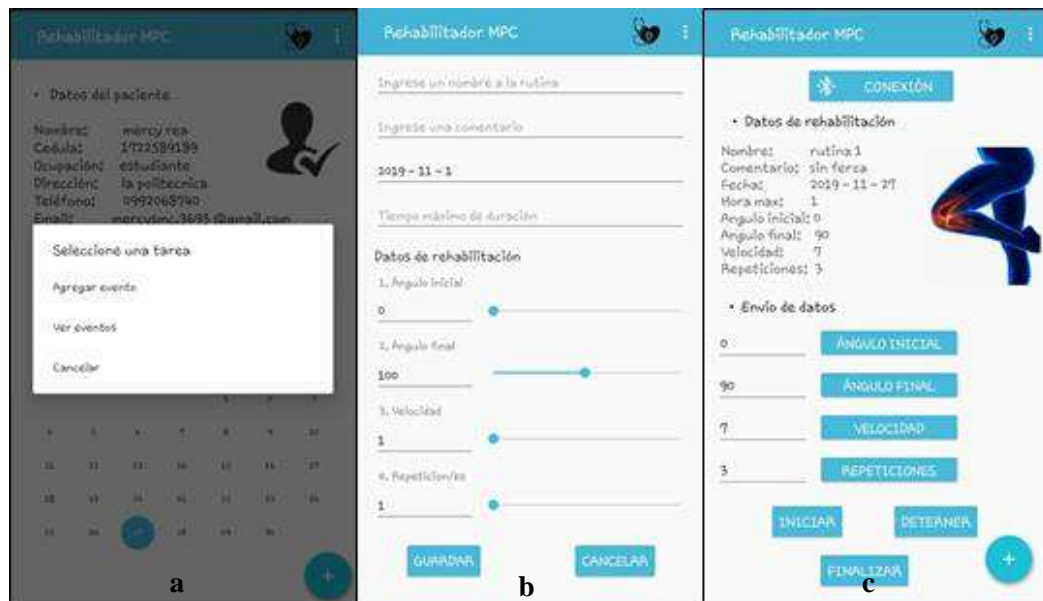


**Figura 28-2:** a) Pantalla de inicio, b) Modo Manual, c) Inicio de sesión

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

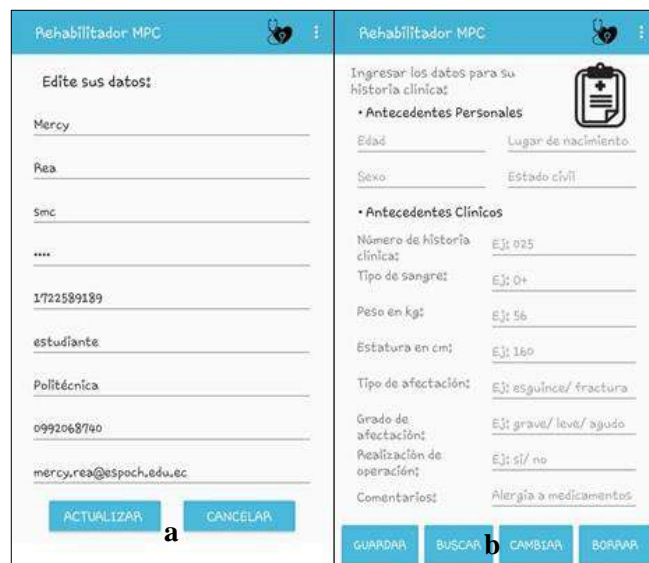
En la figura 28-2 a, permite elegir entre: el modo manual para realizar el movimiento flexión, extensión y detenerse mediante los botones, en la opción de registrarse se ingresa toda la información del paciente y luego se admite el inicio de sesión como se observa en la figura 28-2

c. En la pantalla perfil de paciente hay un calendario el cual permite programar las rutinas de rehabilitación como se aprecia en la figura 29-2 b, por último, en la pantalla modo automático como se muestra en la figura 29-2 c, tiene botones para realizar el envío de cada uno de los parámetros y los botones inicio y detener para controlar la rehabilitación.



**Figura 29-2:** a) Perfil de usuario, b) Programar rutina o evento c) Modo automático  
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la figura 30-2 se observa las opciones que se despliegan mediante el botón flotante de la pantalla perfil de usuario, estas son: editar información y llenar la historia clínica del paciente.



**Figura 30-2:** a) Editar información, b) Historia Clínica  
Realizador por: Rea, Mercy; 2019

## CAPÍTULO III

### 3. ANÁLISIS Y RESULTADOS DEL PROTOTIPO

En el presente capítulo se da a conocer los resultados obtenidos en base a las pruebas realizadas al prototipo de rehabilitación tanto en el *hardware* y *software*. Se plasma la caracterización de las mediciones y de la comunicación inalámbrica.

#### 3.1 Evaluación de la estructura mecánica

En la figura 1-3 se puede apreciar el prototipo de rehabilitación en su estado de flexión, cumpliendo así los requerimientos, los cuales fueron expuestos en el capítulo anterior. También cuenta con accesorios que permiten la comodidad del paciente a la hora de realizar la terapia.



**Figura 1-3:** Estructura del prototipo terminado

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

#### 3.2 Validación del encoder en modo manual

Con el propósito de determinar los ángulos de desplazamiento se realiza una captura de datos enviados por el encoder, el cual permite apreciar la posición actual y el recorrido que debe realizar para obtener dichos ángulos. En la tabla 1-3 se puede observar la medición de los ángulos sin la presencia de un paciente, estos datos se obtuvieron al estar en el modo manual de la aplicación móvil. Para el ángulo deseado se usa la consola serial de Arduino como muestra la figura 2-3 a, y el ángulo real se lo midió manualmente por medio de un graduador como se observa en la figura 2-3b.



**Figura 2-3:** a) Medición del encoder, b) Medición con un graduador

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Esta prueba consiste en comparar el valor de ángulo apreciado por la consola de Arduino con el valor que se obtiene tras la medición, para ello se utilizó una muestra de 20 valores y se los tomo cuando se ejecutó el modo manual desde el dispositivo móvil al 50% de la velocidad máxima, además se tomó en cuenta la presencia del paciente.

En la tabla 1-3 las mediciones se las realizo sin paciente, en el cual se aprecia un error absoluto en seis valores, se observa que el error máximo es de dos grados.

**Tabla 1-3:** Mediciones de ángulos sin paciente

Nº	Ángulo del rehabilitador MPC (°)	Ángulo de referencia (°)	Error Absoluto (°)
1	5	5	0
2	10	10	0
3	15	15	0
4	20	21	1
5	25	25	0
6	30	31	1
7	35	35	0
8	40	40	0
9	45	46	1
10	50	50	0
11	55	55	0
12	60	60	0
13	65	65	0

14	70	72	2
15	75	76	1
16	80	80	0
17	85	85	0
18	90	90	0
19	95	95	0
20	100	101	1

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la tabla 2-3 se puede apreciar la medición de los ángulos con la presencia de un paciente. Se observa un error absoluto en siete valores y el error máximo de dos grados. Se determina que el prototipo funciona con la misma exactitud tanto con pacientes como sin paciente, además según la evaluación de expertos no afecta en el proceso de rehabilitación lo que le hace fiable para la terapia.

**Tabla 2-3:** Mediciones de ángulo con un paciente

Nº	Ángulo del rehabilitador MPC (°)	Ángulo de referencia (°)	Error Absoluto (°)
1	5	5	0
2	10	11	1
3	15	15	0
4	20	20	0
5	25	27	2
6	30	30	0
7	35	35	0
8	40	41	1
9	45	45	0
10	50	50	0
11	55	56	1
12	60	60	0
13	65	65	0
14	70	70	0
15	75	76	1
16	80	82	2
17	85	85	0
18	90	91	1



19	95	95	0
20	100	100	0

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

### 3.3 Validación del encoder en modo automático

En la tabla 3-3 se permite apreciar la medición de los ángulos sin la presencia de un paciente, estando en modo automático la aplicación móvil, los parámetros fueron: ángulo inicial de 15, ángulo final de 90, velocidad de 1cm/s y ocho repeticiones. Estos datos presentan un coeficiente de variación de 3,963% para el ángulo inicial y 0,783% para el ángulo final.

**Tabla 3-3:** Mediciones realizadas sin presencia de paciente

Hora	Número de muestras	Ángulo inicial	Ángulo final
11:20:18	1	15	90
11:21:20	2	15	90
11:22:22	3	15	91
11:23:27	4	16	90
11:24:32	5	16	91
11:25:40	6	15	90
11:26:43	7	15	89
11:27:47	8	14	91
<b>Media (<math>\bar{X}</math>)</b>		15,125	90,250
<b>Desviación Estándar</b>		0,599	0,661
<b>Coeficiente de Variación (%)</b>		3,963	0,783

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la tabla 4-3 se permite apreciar la medición de los ángulos con la presencia de un paciente, estando en modo automático la aplicación móvil con los siguientes datos: ángulo inicial de 40, ángulo final de 100, velocidad de 1,4cm/s y ocho repeticiones. Estos datos presentan un coeficiente de variación de 1,186% para el ángulo inicial y 0,701% para el ángulo final.

**Tabla 4-3:** Mediciones realizadas con presencia de paciente

Hora	Número de muestras	Ángulo inicial	Ángulo final
11:35:22	1	40	100
11:36:25	2	41	101
11:37:24	3	40	99

11:38:27	4	40	101
11:39:31	5	41	101
11:40:39	6	40	100
11:41:44	7	40	100
11:42:46	8	40	100
<b>Media (<math>\bar{X}</math>)</b>		40,500	100,250
<b>Desviación Estándar</b>		0,755	0,707
<b>Coefficiente de Variación (%)</b>		1,866	0,701

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

De acuerdo a la tabla 5-3, se concluye que el coeficiente de variación tanto del ángulo inicial y ángulo final, con y sin la presencia de un paciente, se encuentra entre los límites permitidos pues es menor al 10%, además se considera el prototipo como óptimo por ser menor a 5% (Romero, 2012).

**Tabla 5-3:** Desviación estándar y coeficiente de variación con y sin paciente

	<b>Sin paciente</b>		<b>Con paciente</b>	
	Ángulo inicial	Ángulo final	Ángulo inicial	Ángulo final
<b>Desviación Estándar</b>	0,59948	0,6614	0,75593	0,70711
<b>Coefficiente de Variación (%)</b>	3,963	0,783	1,866	0,7005

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

### 3.4 Evaluación del envío de datos

Esta prueba consiste en enviar los datos estando en el modo automático del modo inalámbrico a diferente hora, en la tabla 6-3 se puede observar que hay cinco valores para cada parámetro.

**Tabla 6-3:** Resumen de datos enviados

Parámetro	N°	Valor enviado	Valor recibido	Dato correcto
<b>Ángulo inicial</b>	1	78	78	Si
	2	63	63	Si
	3	5	5	Si
	4	28	28	Si
	5	40	40	Si
<b>Ángulo final</b>	6	95	95	Si
	7	120	12	No
	8	85	85	Si
	9	101	101	Si
	10	99	99	Si

<b>Velocidad</b>	11	5	5	Si
	12	4	4	Si
	13	8	8	Si
	14	6	6	Si
	15	9	9	Si
<b>Repeticiones</b>	16	7	7	Si
	17	2	2	Si
	18	6	6	Si
	19	1	1	Si
	20	10	10	Si
<b>Error</b>				0,05

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Se determina que de todos los parámetros enviados se obtuvo un solo error en el ángulo final el cual representa un error absoluto de 0,05% mismo que se encuentra dentro en rango de la tasa admisible pues es de 0,1% (Core, 2001).

### 3.5 Análisis de la conexión a Bluetooth

Mediante la conexión Bluetooth se permite realizar el envío de datos para el funcionamiento del prototipo, en la tabla 7-3 se puede apreciar las distancias a las cuales se realizó la conexión, esta prueba se la hizo con barreras pues el módulo Bluetooth se encuentra dentro de la caja de control.

**Tabla 7-3:** Conexión entre dispositivos

N°	Distancia (cm)	Conexión
1	5	Si
2	50	Si
3	100	Si
4	150	Si
5	200	Si
6	250	Si
7	300	Si
8	350	Si
9	400	Si
10	450	Si
11	500	Si
12	550	Si
13	600	Si
14	650	Si

15	700	Si
16	750	Si
17	800	No
18	850	No
19	900	No
20	950	No

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Se concluye que hasta 7,5m se realiza la conexión entre dispositivo móvil y módulo Bluetooth, lo cual es suficiente pues la terapia se realiza en un lugar cerrado de 3\*3m de dimensiones según expertos en terapia de rehabilitación.

### 3.6 Consumo de energía del prototipo

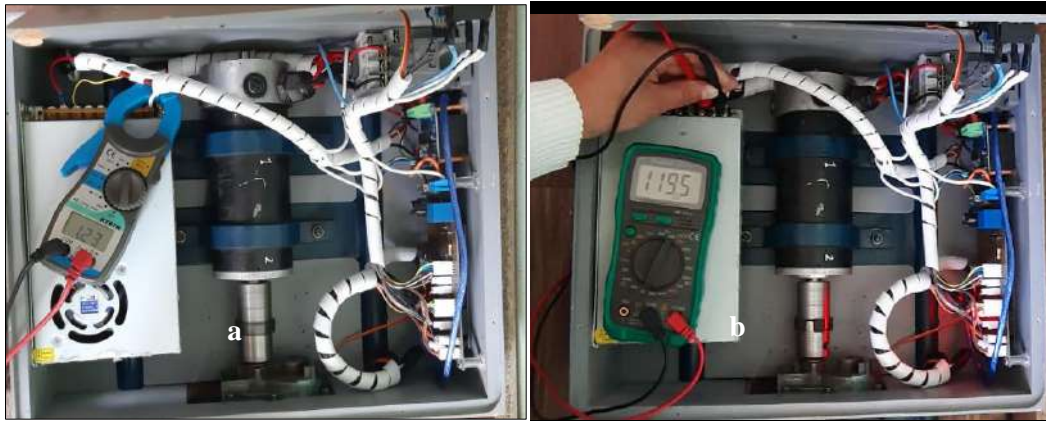
En la tabla 8-3 se puede apreciar el consumo teórico de energía total y de cada uno de los componentes del prototipo. De lo cual se pudo determinar que el prototipo consume una potencia total de 153,08W y usando 8 horas al día en todo un mes representa un valor monetario de \$4,83 dólares americanos, siendo económico con respecto a otros electrodomésticos utilizados en el hogar.

**Tabla 8-3:** Potencia del consumo del prototipo

Componente	Voltaje (V)	Corriente (A)	Potencia (W)
Encoder	5	0,100	0,50
Contactor	110	0,800	88,00
Arduino	12	0,040	0,48
Bluetooth	5	0,040	0,20
Componentes pasivos	5	0,100	0,50
Motor DC	12	5,200	62,40
Puente H	5	0,200	1,00
<b>TOTAL DE POTENCIA</b>			153,08
<b>CONSUMO TOTAL DE LA RED ELECTRICA</b>			\$4,83

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En la figura 3-3 se puede observar la medición del voltaje y amperaje que consume el prototipo. Al calcular la potencia se tiene un consumo de 146,99W.



**Figura 3-3:** a) Medición de Amperaje b) Medición de Voltaje

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Al comparar el valor del consumo teórico con el valor del consumo medido se determina que el prototipo no consume más energía de lo calculado teóricamente.

### 3.7 Análisis económico del prototipo

En la tabla 9-3 se determina el costo del sistema tanto del *hardware* y *software*.

**Tabla 9-3:** Análisis económico del prototipo de rehabilitación implementado

Partes	Componentes	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
<b>Estructura mecánica</b>	Base de la estructura			\$75,00
	Posapies			\$16,00
	Barras del muslo			\$40,00
	Barras de pierna			\$20,00
	Barras de apoyo			\$20,00
	Tornillo de potencia			\$60,00
	Chumaceras			\$10,00
	Caja de reducción			\$5,00
	Tornillos	20	\$0,20	\$4,00
	<b>Total en costos de la estructura mecánica</b>			\$250,00
<b>Componentes Hardware</b>	Fuente	1	\$20,00	\$20,00
	Arduino Mega260	1	\$18,00	\$18,00
	Encoder	1	\$30,00	\$30,00
	Contactador	1	\$10,00	\$10,00
	Motor	1	\$200,00	\$200,00
	Puente H	1	\$25,00	\$25,00

	Módulo Bluetooth	1	\$6,00	\$6,00
	Elementos Electronicos			\$40,00
	Total de costos de componentes <i>hardware</i>			\$349,00
Costos adicionales	Transporte			\$20,00
	Internet			\$55,00
	Suministros de oficina			\$30,00
	Total de costos adicionales			\$105,00
COSTO TOTAL DEL PROTOTIPO				\$704,00

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

En base a los valores obtenidos en la tabla 9-3, se tiene que el prototipo tiene un valor de \$704,00 dólares americanos, el cual es el 28,16% más económico en comparación a otros prototipos con las mismas características.

### 3.8 Grado de aceptación del prototipo

Después de concluir las pruebas de funcionamiento del prototipo, se hizo pruebas con el fin de medir el nivel de aceptación en los fisioterapeutas y paciente del Centro de rehabilitación, fisioterapia y kinesiología “CENREFK” de la ciudad de Riobamba como se observa en la figura 4-3.



**Figura 4-3:** Interacción del prototipo con el paciente

Realizador por: Rea, Mercy; 2019

Luego de ser aplicada la terapia de rehabilitación al paciente, se realizó la entrevista teniendo en cuenta siete preguntas, se dialogó tanto con el paciente como con los fisioterapeutas. Para esta

prueba se aplicó la escala de Likert, con el fin de conocer el grado de satisfacción, obteniendo los resultados de la tabla 10-3:

**Tabla 10-3:** Evaluación del grado de aceptación prototipo de rehabilitación

Nº	Preguntas	1	2	3	4
1	¿El prototipo cumplió con la terapia de rehabilitación?	X			
2	¿ Está de acuerdo con el movimiento que realiza el prototipo de rehabilitación ?	X			
3	¿Está de acuerdo con el prototipo de rehabilitación?	X			
4	¿Está de acuerdo con el tamaño del prototipo de rehabilitación?		X		
5	¿Está de acuerdo con el peso del prototipo de rehabilitación?		X		
6	¿Está de acuerdo con el control y manipulación de la aplicación móvil?	X			
7	¿Qué tan satisfecho esta con la transmisión de datos que se realiza entre el dispositivo móvil y el prototipo?	X			

**Realizador por:** Rea, Mercy; 2019

Donde:

1 = muy satisfecho

2 = satisfecho

3 = poco satisfecho

4 = nada satisfecho

Después de analizar los resultados obtenidos de la entrevista, se concluye que el prototipo de rehabilitación presenta un alto grado de aceptación por parte del paciente y de los fisioterapeutas, pues este dispositivo ayudo a realizar la terapia de rehabilitación, además permitió guardar los datos del paciente y su rutina de rehabilitación en la base de datos del dispositivo móvil. Para el fisioterapeuta es un gran apoyo tener este tipo de herramientas pues tienen un mayor control de la rutina que se va realiza y del progreso que tiene el paciente.

## CONCLUSIONES

- Se desarrolló un prototipo electrónico para la rehabilitación de rodilla, el cual es controlado por medio de una aplicación móvil, esta contiene una base de datos en la que se almacena la información del paciente y la terapia que debe cumplir, su funcionamiento está basado en desplazarse desde  $0^\circ$  en extensión a  $120^\circ$  en flexión a una velocidad elegida por el paciente y el número de repeticiones que se desee.
- El resultado de la evaluación del encoder en modo manual es un error máximo de  $2^\circ$  con y sin la presencia de un paciente lo cual según expertos no afecta en el proceso de rehabilitación lo que le hace fiable para la terapia.
- Al evaluar el prototipo en modo automático se obtuvo un coeficiente de variación tanto del ángulo inicial y ángulo final, con y sin la presencia de un paciente, entre los límites permitidos pues el valor máximo que se obtuvo fue de 3,963% lo cual es menor a al 10%.
- Las pruebas de transmisión de datos determinaron que el dispositivo móvil puede controlar al prototipo a una distancia máxima de 7,5m siendo suficiente pues las terapias se las realiza en un lugar cerrado de 3\*3m de dimensiones.
- La aplicación móvil permite la transmisión de datos mediante Bluetooth con un margen de error de 0,05% el cual se encuentra dentro en rango de la tasa admisible pues el valor permitido es de 0,1%.
- Se concluye que el prototipo consume poca energía en comparación a otros electrodomésticos utilizados en el hogar.
- Al hacer una comparación con equipos comerciales de similares características se establece que el prototipo implementado resulta ser más económico en un 27,83% y que además cumple con los objetivos planteados al inicio de la investigación.



## RECOMENDACIONES

- Realizar un estudio en el cual se permita reducir el tamaño y peso del prototipo de rehabilitación.
- Con el propósito de interactuar entre fisioterapeuta y paciente con las rutinas de rehabilitación se debería incorporar un servidor remoto para el almacenamiento de datos pues de esta manera se podrá observar el progreso de la terapia.
- En caso de querer aumentar la autonomía del prototipo se puede incorporar sensores en los músculos con el fin de monitorear las señales que pueden transmitir y guardarlas en una base de datos para permitir un posterior análisis.
- Realizar un estudio de las medidas antropométricas de las personas de la ciudad de Riobamba con el propósito de tener un rango exacto de medidas y así reducir el tamaño del dispositivo.

## BIBLIOGRAFÍA

- 330OHMS.** *¿Qué son los actuadores electrónicos?.* [en línea] 2013. [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: <https://blog.330ohms.com/2013/10/14/que-son-los-actuadores-electronicos/>.
- ALFONSO MANTILLA, J.I. y MARTÍNEZ SANTA, J.** *Tecnología De Asistencia : Exoesqueletos Robóticos En Rehabilitación.* 2016. , vol. 10, no. 2, pp. 83-90. ISSN: 2463-2236 Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6123516>
- AMPFLOW.** *Motor de alto rendimiento de tres pulgadas.* [en línea] (s.f.) [Consulta: 22 noviembre 2019]. Disponible en: [http://www.ampflow.com/three\\_inch\\_high\\_performance\\_motors.htm](http://www.ampflow.com/three_inch_high_performance_motors.htm).
- AVELLO, A.** *TEORÍA DE MÁQUINAS.* [en línea] 2014. Segunda edición. [Consulta: 24 noviembre 2019]. ISBN 978-84-8081-250-4. Disponible en: [https://dadun.unav.edu/bitstream/10171/34797/1/Avello\\_Teoria\\_de\\_Maquinas\\_Edicion\\_2\\_Ene\\_2014.pdf](https://dadun.unav.edu/bitstream/10171/34797/1/Avello_Teoria_de_Maquinas_Edicion_2_Ene_2014.pdf).
- BARCELÓ, R.** *Estudio de las lesiones deportivas en atletas de alto rendimiento de la provincia Las Tunas en el año 2012.* [en línea] 2014. [Consulta: 15 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.efdeportes.com/efd193/lesiones-deportivas-en-alto-rendimiento.htm>.
- BASTERRA; et al.** *Android OS Documentation.* [en línea] 2017. [Consulta: 21 noviembre 2019]. Disponible en: <https://buildmedia.readthedocs.org/media/pdf/androidos/latest/androidos.pdf>.
- BUDYNAS, R. y KEITH, J.** *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley* [en línea] 2014. Octava edición. ISBN 9780874216561. Disponible en: <https://termoaplicadaunefm.files.wordpress.com/2015/03/disec3b1o-en-ingenierc3ada-mecc3a1nica-de-shigley-8-edicic3b3n-budynas.pdf>.
- CAMARGO OLIVARES, J.L.** *CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN A LAS REDES INALÁMBRICAS.* [en línea] 2009. [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11761/fichero/Volumen1%252F5-Capítulo1+-+Introducción+a+las+redes+inalámbricas.pdf+>.
- CANCELA, L. y OSTOS, S.** *Librerías Básicas - Software de Comunicaciones.* [en línea] 2010. [Consulta: 17 noviembre 2019]. Disponible en: <https://sites.google.com/site/swcuc3m/home/android/api>.
- CEBALLOS, A.** *Planos anatómicos y ejes corporales - Anatomía humana general.* [en línea] 2019. [Consulta: 14 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.anatolandia.com/2013/10/planos-anatomicos.html>.
- CENTROESTUDIOS.** *Qué es un sensor y para que sirve.* [en línea] 2018. [Consulta: 20

- noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.centroestudioscervantinos.es/que-es-un-sensor/>.
- CHAPMAN, S.** *Máquinas eléctricas* [en línea] 2012. ISBN 9786071507242. Disponible en: [http://www.ghbook.ir/index.php?name=&option=com\\_dbook&task=readonline&book\\_id=13650&page=73&chckhash=ED9C9491B4&Itemid=218&lang=fa&tmpl=component](http://www.ghbook.ir/index.php?name=&option=com_dbook&task=readonline&book_id=13650&page=73&chckhash=ED9C9491B4&Itemid=218&lang=fa&tmpl=component).
- CIENCIA DE LA COMPUTACION E IA.** *Persistencia en Android: ficheros y SQLite*. [en línea] 2012. [Consulta: 14 noviembre 2019]. Disponible en: <https://panoramadeportivo.cl/cuida-tus-rodillas/cintilla-iliotibial/>.
- CLR.** *Reductores de velocidad: principales aplicaciones y cómo mejorar su funcionamiento*. [en línea]. [Consulta: 29 noviembre 2019]. Disponible en: <https://clr.es/blog/es/reductores-velocidad-funcionamiento/>.
- CORE.** *Specification of the Bluetooth System*. [en línea] 2001. Disponible en: [https://inf.ethz.ch/personal/hvogt/proj/btmp3/Datasheets/Bluetooth\\_11\\_Specifications\\_Book.pdf](https://inf.ethz.ch/personal/hvogt/proj/btmp3/Datasheets/Bluetooth_11_Specifications_Book.pdf).
- DASSAULTSYSTEMES.** *INTRODUCCIÓN A SOLIDWORKS* [en línea] 2015. [Consulta: 19 noviembre 2019]. Disponible en: [https://my.solidworks.com/solidworks/guide/SOLIDWORKS\\_Introduction\\_ES.pdf](https://my.solidworks.com/solidworks/guide/SOLIDWORKS_Introduction_ES.pdf).
- DÍAZ, E.** *Manual de fisioterapia en traumatología*. Barcelona-España: 2015. ISBN 9788490228715.
- DRAKE, R., VOGL, W. y MITCHELL, A.** *Gray Anatomía para Estudiantes*. Tercera edición. España-Barcelona: 2015. ISBN 978-84-9022-843-2.
- ELECTRONILAB.** *Arduino Teensy 3.0 Usb Arm Cortex-m4*. [en línea] 2014. [Consulta: 19 noviembre 2019]. Disponible en: <https://electronilab.co/tienda/arduino-tenesy-3-0-usb-arm-cortex-m4/>.
- FOXCON.** *Incremental 38-mm-Dia. Rotary Encoder*. [en línea] 2016. Disponible en: [https://www.engnetglobal.com/documents/pdfcatalog/FOX001\\_211014074012\\_fox\\_rotary\\_encoders\\_.pdf](https://www.engnetglobal.com/documents/pdfcatalog/FOX001_211014074012_fox_rotary_encoders_.pdf).
- GARCÍA, C. et al.** *Deporte de ocio en España: epidemiología de las lesiones y sus consecuencias*. *Biotech* [en línea] 2015. [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/5516/551656902002.pdf>
- GARCIA, P., et al.** *Prácticas con Arduino EDUBÁSICA*. [en línea] 2013. Albacete-España. Disponible en: <https://issuu.com/alesfrancis/docs/practicasonarduino2-2>
- GÓMEZ, A.** *La rehabilitación postoperatoria de los pacientes lesionados de rodilla. Una experiencia en la Sala de Rehabilitación Integral 'Lomas del Callao'*. [en línea] 2012. [Consulta: 18 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.efdeportes.com/efd171/rehabilitacion-postoperatoria-de-lesionados-de-rodilla.htm>.

- GÓMEZ OLIVER, S.** *Curso Programación Android*. [en línea] 2011. pp. 222. Disponible en: [sgoliver.net](http://sgoliver.net).
- HARVEY, L.A., et al.** *Continuous passive motion following total knee arthroplasty in people with arthritis*. 2014. [Consulta: 15 noviembre 2019]. ISSN 1469493X. Disponible en: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD004260.pub3/epdf/full>
- HONTORIA, L., et al.** *Manual de Lesiones Deportivas Mllel Reflex*.
- INEC.** *Anuario de Estadísticas Hospitalarias: Egresos y Camas*. [en línea] 2014. [Consulta: 15 noviembre 2019]. ISBN 8460562263. Disponible en: [https://www.ecuadorencifras.gob.ec//documentos/web-inec/Estadisticas\\_Sociales/Camas\\_Egresos\\_Hospitalarios/Publicaciones-Cam\\_Egre\\_Host/Anuario\\_Camas\\_Egresos\\_Hospitalarios\\_2014.pdf](https://www.ecuadorencifras.gob.ec//documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/Camas_Egresos_Hospitalarios/Publicaciones-Cam_Egre_Host/Anuario_Camas_Egresos_Hospitalarios_2014.pdf).
- KAPANDJI.** *Fisiología Articular*. 2012. En: PANAMERICANA (ed.), *Mycological Research*. Sexta Edición. España. pp. 66.
- KAPANDJI.** *Fisiología Articular. Miembro inferior*. 1998. España pp. 253.
- KISNER, C. y COLBY, L.** *Ejercicio terapeutico fundamentos y tecnica* [en línea] 2005. Barcelona-España. [Consulta: 18 noviembre 2019]. ISBN 84-8019-788-9. Disponible en: [https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/34667220/Ejercicio\\_Terapeutico\\_-\\_Fundamentos\\_y\\_Tecnicas\\_\\_\\_Kisner.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53U L3A&Expires=1512738127&Signature=2r1q4tydrfLCExFftfLPqr%2FKMwI%3D&response-content-disposition=inline%3B f](https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/34667220/Ejercicio_Terapeutico_-_Fundamentos_y_Tecnicas___Kisner.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53U L3A&Expires=1512738127&Signature=2r1q4tydrfLCExFftfLPqr%2FKMwI%3D&response-content-disposition=inline%3B f).
- LOJA DUCHI, J.P. y ORDÓÑEZ TORRES, A.S.** *Diseño y construcción de un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación* [en línea] (Tesis). (Ingeniería) UNIVERSIDAD DE CUENCA. Cuenca-Ecuador. Disponible en: <http://dspace.ucuenca.edu.ec/jspui/handle/123456789/25819>.
- MARTÍNEZ, F.** *Traumatología y Ortopedia para el grado de medicina*. 2015. Madrid-España ISBN 978-84-9022-941-5.
- MAYOCLINIC.** *Dolor de rodilla*. [en línea] 2019. [Consulta: 18 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/knee-pain/symptoms-causes/syc-20350849>.
- MCGRAW-HIL.** *Máquinas y mecanismos*. [en línea]. (s.f.) [Consulta: 21 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.mheducation.es/bcv/guide/capitulo/844861626X.pdf>.
- MECAFENIX, F.** *Encoder ¿como funciona? y sus tipos*. [en línea] 2017. [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.ingmecafenix.com/automatizacion/encoder/>.
- METALMECÁNICA FÁCIL.** *Cómo Hacer La Rosca Cuadrada En El Torno*. [en línea] 2016. [Consulta: 21 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.metalmechanica-facil.mahtg.com/la-rosca-cuadrada-torno/>.
- MIRALLES, R.** *Cirugía Ortopédica y Trumatología en Zonas de Menor Desarrollo*. Tarragona-

- España. 2016.
- MOSCONI, O.L.** *Area Electrotecnia y Máquinas Eléctricas*. [en línea] 2013. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/139600677/MOTOR-PASO-A-PASO-pdf>.
- MYSZKA, D.H.** *MÁQUINAS Y MECANISMOS*. Cuarta edición. Mexico. PEARSON EDUCATION 2012. ISBN 9780132157803.
- NAYLAMP MECHATRONICS.** *Configuración del módulo bluetooth HC-05 usando comandos AT*. [en línea]. (s.f.) [Consulta: 18 noviembre 2019]. Disponible en: [https://naylampmechatronics.com/blog/24\\_configuracion-del-modulo-bluetooth-hc-05-usa.html](https://naylampmechatronics.com/blog/24_configuracion-del-modulo-bluetooth-hc-05-usa.html).
- OPS/OMS.** *Rehabilitación*. [en línea] 2014. [Consulta: 18 noviembre 2019]. Disponible en: [https://www.paho.org/hq/index.php?option=com\\_content&view=article&id=13919:rehabilitation&Itemid=41651&lang=es](https://www.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=article&id=13919:rehabilitation&Itemid=41651&lang=es).
- ORREGO, M. y MORÁN, N.** *Ortopedia y Traumatología Básica*. 2014. Santiago de Chile. Universidad de los Andes. pp. 170. ISBN: 978-956-358-108-9
- ORTOWEB** *Artromotor Kinetec y Artromot KI Standard*. [en línea] 2018. [Consulta: 18 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.ortoweb.com/alquiler-de-artromotor-kinetec>.
- PAJÓN, J. y DÁVILA, J.A.** *MECÁNICA GENERAL -FUNDAMENTOS-*. [en línea] 1999. [Consulta: 18 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.aacademica.org/javier.pajon.permuy/9>.
- PALACIOS, P.** *Evaluación antropométrica de trabajadores del área de montaje de la empresa calzado GAMOS*. (Tesis). (Ingeniería). Universidad Técnica de Ambato. Ambato-Ecuador. 2015.
- PANERO, J. y ZELNIK, M.** *Las dimensiones humanas en los espacios interiores* [en línea] 1996. Séptima edición. México. Disponible en: [http://www.ghbook.ir/index.php?name=&option=com\\_dbook&task=readonline&book\\_id=13650&page=73&chckhashk=ED9C9491B4&Itemid=218&lang=fa&tmpl=component](http://www.ghbook.ir/index.php?name=&option=com_dbook&task=readonline&book_id=13650&page=73&chckhashk=ED9C9491B4&Itemid=218&lang=fa&tmpl=component).
- PAOLO, D.** *Diseño de un rehabilitador de rodilla*. (Tesis). (Ingeniería). Universidad de Carabobo. Nguanagua-Venezuela. 2012. pp. 113.
- PATÍÑO, J.** *Motores de Corriente Continua*. [en línea] 2018. [Consulta: 19 noviembre 2019]. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/411149927/MODULO-N-1-DE-MAQUINAS-ELECTRICAS-TALLER-V-MOTORES-DE-C-C-2018>
- RADIOSPARES.** *Arduino MEGA 2560*. [en línea] (s.f.) pp. 8. Disponible en: <http://www.mantech.co.za/datasheets/products/A000047.pdf>.
- ROMERO, M.** *Diseño y Construcción de una Órtesis de Rodilla, Destinada a la Rehabilitación Automatizada de la extremidad inferior* (Tesis). (Ingeniería). Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca. Cuenca-Ecuador. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/2814/1/UPS-CT002463.pdf>.

- RITTENBERRY, R.** *Hands-on technology. Occupational health & safety (Waco, Tex.)* 2005. vol. 74, no. 2, pp. 24. ISSN 03624064.
- SALUDYALGOMAS.COM.** *Peso de distintas partes del cuerpo - Salud y Algo más.* [en línea] 2019. [Consulta: 19 noviembre 2019]. Disponible en: <http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>.
- SÁNCHEZ MAYO, B., et al.** *Recuperación de la artroplastía de rodilla a través de la movilización pasiva continua Recovery from total knee arthroplasty through continuous passive motion. An. Sist. Sanit. Navar* [en línea] 2015. [Consulta: 18 noviembre 2019]. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/asisna/v38n2/revision3.pdf>.
- SEJAROSU.** *Mecanismo biela-manivela.* [en línea] 2005. [Consulta: 24 noviembre 2019]. Disponible en: [http://concurso.cnice.mec.es/cnice2006/material107/mecanismos/mec\\_biela-manivela.htm](http://concurso.cnice.mec.es/cnice2006/material107/mecanismos/mec_biela-manivela.htm).
- SENPLADES PLAN NACIONAL DEL BUEN VIVIR.** [en línea] 2017. [Consulta: 15 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.gobiernoelectronico.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2017/09/Plan-Nacional-para-el-Buen-Vivir-2017-2021.pdf>.
- SOLIDB. SOLIDWORKS** - *Qué es y para qué sirve.* [en línea] (s.f.) [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: <https://solid-bi.es/solidworks/>.
- SPORT, V.** *¿Qué es la biomecánica, y qué importancia tiene en el deporte?* [en línea] 2019. [Consulta: 14 noviembre 2019]. Disponible en: <https://aptavs.com/articulos/que-es-la-biomecanica>.
- TECHNOLOGY, H.** *Rotary Encoder for Arduino/Raspberry.* [en línea] 2015. [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.handsontec.com/dataspecs/module/RotaryEncoder.pdf>.
- TECNOLOGÍA.** *Servomotores.* [en línea] 2018.. [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.areatecnologia.com/electricidad/servomotor.html>.
- TORTORA, G. y DERRICKSON, B.** *Principios de Anatomía y Fisiología* [en línea] 2006. Treceava edición. Disponible en: [http://www.ghbook.ir/index.php?name=&option=com\\_dbook&task=readonline&book\\_id=13650&page=73&chckhashk=ED9C9491B4&Itemid=218&lang=fa&tmpl=component](http://www.ghbook.ir/index.php?name=&option=com_dbook&task=readonline&book_id=13650&page=73&chckhashk=ED9C9491B4&Itemid=218&lang=fa&tmpl=component).
- TUELECTRONICA.ES.** *Qué es Arduino IDE -.* [en línea] (s.f.) [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: <https://tuelectronica.es/que-es-arduino-ide/>.
- UMCHID, S. y TARAPHONGPHAN, P.** *Design and development of a smart continuous passive motion device for knee rehabilitation. BMEiCON 2016 - 9th Biomedical Engineering International Conference*, pp. 5. DOI 10.1109/BMEiCON.2016.7859616.
- URGILÉS, F.** *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN PASIVO PARA LA RODILLA*". (Trabajo de titulación ) (Ingeniería) S.L.: Escuela Superior Politecnica del Ejercito. Latacunga-Ecuador 2015.

- VELASCO, R.** *Raspberry Pi 3 Modelo B+*. [en línea] 2018. [Consulta: 19 noviembre 2019].  
Disponible en: <https://hardzone.es/2018/07/02/review-raspberry-pi-3-modelo-b/>.
- VELOSO, C.** *ARDUINO MEGA 2560: CARACTERÍSTICAS Y ESPECIFICACIONES*. [en línea] 2018. [Consulta: 19 noviembre 2019]. Disponible en:  
<https://www.electrontools.com/Home/WP/2018/06/19/arduino-mega-2560-caracteristicas/>.
- VILADOT, A.** *Biomecánica de la rodilla. Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor* [en línea] 2012. pp. 197-211. ISSN 1794-1318. Disponible en:  
[http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lmt/de\\_1\\_lm/capitulo2.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_1_lm/capitulo2.pdf).
- VILCHES, E.** *El contactor Ventajas*. [en línea] 2013. pp. 1-22. Disponible en:  
[file:///C:/Users/Acer/Downloads/elementos-electromecanicos \(2\).pdf](file:///C:/Users/Acer/Downloads/elementos-electromecanicos%20(2).pdf).
- VILLAMOR.** *Blog del Dr. Villamor: Claves de la recuperación tras implantar prótesis de rodilla*. [en línea] 2015. [Consulta: 18 noviembre 2019]. Disponible en:  
<https://www.angelvillamor.com/2015/11/claves-de-la-recuperacion-tras.html>.
- WALKER, K.** *Las lesiones deportivas con más peligros – GPC Biotech* [en línea] 2018 [Consulta: 20 noviembre 2019]. Disponible en: [https:// www.gpc-biotech.com/las-lesiones-deportivas-con-mas-peligros/](https://www.gpc-biotech.com/las-lesiones-deportivas-con-mas-peligros/)
- WILLIAM, H.** *Qué es una chumacera*. [en línea] 2018.. [Consulta: 21 noviembre 2019].  
Disponible en: <https://www.quinterohurtado.com/post/qué-es-una-chumacera>.
- WINTER, D.** *BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT*. 2009. Fourth edi. Waterloo, Ontario-Canada ISBN 978-0-470-39818-0.

## ANEXOS

### Anexo A: Coeficientes de fricción por deslizamiento

Superficies en contacto	$\mu_k$
Acero sobre acero	0.18
Acero sobre hielo (patines)	0.02-0.03
Acero sobre hierro	0.19
Hielo sobre hielo	0.028
Patines de madera sobre hielo y nieve	0.035
Goma (neumático) sobre terreno firme	0.4-0.6
Correa de cuero (seca) sobre metal	0.56
Bronce sobre bronce	0.2
Bronce sobre acero	0.18
Roble sobre roble en la dirección de la fibra	0.48



## Soporte con rodamiento ASahi

ASAHI

### SOPORTE CON RODAMIENTO

#### INTRODUCCION

El soporte con rodamiento orientable está formado por un rodamiento a bolas de una hilera con una junta de retén en tanca a ambos lados por los diferentes tipos de soporte.

El anillo externo del rodamiento a bolas está rectificadode en forma esférica, al igual que el alojamiento del soporte para conseguir así un óptimo montaje que permita el autoalineamiento.



#### CARACTERÍSTICAS DEL SOPORTE ORIENTABLE CON RODAMIENTO

##### 1) Autoalineamiento

El anillo externo del rodamiento está rectificadode en forma esférica para acoplarse en el alojamiento del soporte, construido también de forma esférica, a fin de conseguir el autoalineamiento.

##### 2) Construcción interna del rodamiento esférico usado en soporte orientable

El rodamiento esférico usado en los soportes orientables es muy similar en su construcción interna a las series 6200 y 6300 de los rodamientos a bolas de una hilera. Estos rodamientos pueden trabajar con cargas radiales, con cargas axiales o con una combinación de las mismas.

Este rodamiento tiene una posibilidad de carga notablemente superior a la de los rodamientos autoalineables a bolas de doble hilera, a los cuales cualquier otro tipo de soporte.

##### 3) Retén

El rodamiento está provisto de un retén resistente al calor y al aceite, consistente en una goma sintética recubierta de una junta de acero. Esta junta de acero está sujeta al anillo interno del soporte y gira conjuntamente.

Lo cual proporciona una buena protección contra los elementos extraños contenidos en la atmósfera.

La combinación de estos dos elementos de retén sirve para proteger de la suciedad, de la humedad, y además retiene el lubricante del rodamiento asegurando la mejor prestación de servicio en las condiciones de trabajo más severas.

##### 4) Fijación del rodamiento al eje

El rodamiento del soporte orientable puede estar provisto de dos tipos de fijación. El primer método, el más común, consiste en dos tornillos prisioneros situados en la prolongación del anillo interno. El otro sistema en cambio consiste en un collar excéntrico el cual consigue una fijación realmente eficiente.

##### 5) Solidez del soporte

El cuerpo del soporte está construido de una sola pieza, lo cual garantiza una máxima solidez y duración.

##### 6) Pivote de bloqueo en el anillo externo del rodamiento

Un pivote de bloqueo situado entre el anillo externo del rodamiento y el soporte impide la rotación relativa y evita su salida.

##### 7) Intercambiabilidad del rodamiento respecto al soporte

Una completa intercambiabilidad del rodamiento en el soporte permite un fácil recambio en el caso de que este fuera necesario.

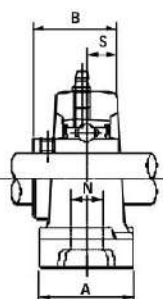
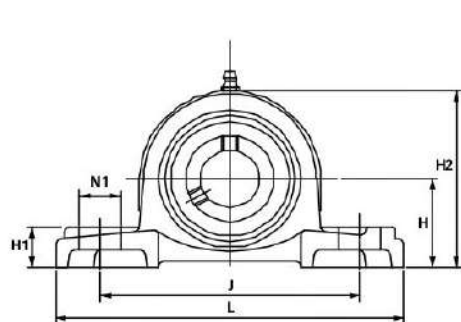
Componentes		MATERIALES	
		Serie STANDARD	Serie INOXIDABLE
RODAMIENTO	Anillos interior y exterior	Carbonocromado	Acero inoxidable SUS440C
	Bolas	Acero	Acero inoxidable SUS440C
	Retén protector	Acero laminado en frío	Acero inoxidable SUS304
	Prisionero	Acero cromado	Acero inoxidable SUS304
	Junta elástica	Nitrilo	Nitrilo/Silicona
SOPORTE		Fundición de acero	Fundición de acero inoxidable SC513

# Soporte con rodamiento ASAHI

**ASAHI**

## UCP 200 / MUCP 200

### CARACTERÍSTICAS Y DIMENSIONES



#### SERIE STANDARD UCP

#### Soporte de fundición - Rodamiento de Acero

Referencia	Ø e.p. (mm)	H (mm)	L (mm)	J (mm)	A (mm)	N (mm)	N1 (mm)	H1 (mm)	H2 (mm)	g (mm)	s (mm)	Tornillo	Roda- miento	Soporte	Peso (Kg)
UCP201	1.2	30.2	127	95	38	13	19	15	62	3.1	12.7	M10	UC 201	P203	0.65
UCP202	1.5	30.2	127	95	38	13	19	15	62	3.1	12.7	M10	UC 202	P203	0.63
UCP203	1.7	30.2	127	95	38	13	19	15	62	3.1	12.7	M10	UC 203	P203	0.62
UCP204	2.0	33.3	127	95	38	13	19	15	65	3.1	12.7	M10	UC 204	P204	0.65
UCP205	2.5	36.5	140	105	38	13	16	16	70	3.4	14.3	M10	UC 205	P205	0.79
UCP206	3.0	42.9	165	121	48	17	21	18	83	38.1	15.9	M14	UC 206	P206	1.3
UCP207	3.5	47.6	167	127	48	17	21	19	94	42.9	17.5	M14	UC 207	P207	1.6
UCP208	4.0	49.2	184	137	54	17	25	19	100	49.2	1.9	M14	UC 208	P208	1.9
UCP209	4.5	54	190	146	54	17	22	20	108	49.2	1.9	M14	UC 209	P209	2.2
UCP210	5.0	57.2	206	159	60	20	25	22	114	51.6	1.9	M16	UC 210	P210	2.6
UCP211	5.5	63.5	219	171	60	20	25	22	126	55.6	22.2	M16	UC 211	P211	3.3
UCP212	6.0	69.8	241	184	70	20	25	25	138	65.1	25.4	M16	UC 212	P212	4.7
UCP213	6.5	76.2	265	203	70	25	29	27	150	65.1	25.4	M20	UC 213	P213	5.6
UCP214	7.0	79.4	266	210	72	25	31	27	156	74.6	30.2	M20	UC 214	P214	7.3
UCP215	7.5	82.6	275	217	74	25	31	28	163	77.8	33.3	M20	UC 215	P215	7.9
UCP216	8.0	88.9	292	232	78	25	31	30	175	82.6	33.3	M20	UC 216	P216	10.0
UCP217	8.5	95.2	310	247	83	25	31	32	187	85.7	34.1	M20	UC 217	P217	12.2
UCP218	9.0	101.6	327	262	88	27	33	34	200	96	39.7	M22	UC 218	P218	14.7

#### SERIE ACERO INOXIDABLE MUCP

#### Soporte y rodamiento de Acero Inoxidable

Referencia	Ø e.p. (mm)	H (mm)	L (mm)	J (mm)	A (mm)	N (mm)	N1 (mm)	H1 (mm)	H2 (mm)	g (mm)	s (mm)	Tornillo	Roda- miento	Soporte	Peso (Kg)
MUCP201	1.2	30.2	127	95	30	13	19	9	64	3.1	12.7	M10	MUC201	MP203	0.55
MUCP202	1.5	30.2	127	95	30	13	19	9	64	3.1	12.7	M10	MUC202	MP203	0.53
MUCP203	1.7	30.2	127	95	30	13	19	9	64	3.1	12.7	M10	MUC203	MP203	0.52
MUCP204	2.0	33.3	127	95	30	13	19	9	64	3.1	12.7	M10	MUC204	MP204	0.5
MUCP205	2.5	36.5	140	105	30	13	19	10	70	34.1	14.3	M10	MUC205	MP205	0.65
MUCP206	3.0	42.9	165	121	36	17	21	11	82	38.1	15.9	M14	MUC206	MP206	0.95
MUCP207	3.5	47.6	167	127	36	17	21	12	92	42.9	17.5	M14	MUC207	MP207	1.25
MUCP208	4.0	49.2	184	137	40	17	22	12	98	49.2	1.9	M14	MUC208	MP208	1.5
MUCP209	4.5	54	190	146	40	17	22	13	105	49.2	1.9	M14	MUC209	MP209	1.75
MUCP210	5.0	57.2	206	159	45	20	25	14	112	51.6	1.9	M16	MUC210	MP210	2.05

DINAMICA Distribuciones, sa

BARCELONA MADRID BILBAO OURENSE

Tel.: 902198131 - dinamica@dinamica.net - www.dinamica.net





## EJES

### ACERO DE TRANSMISIÓN

#### Especificaciones Generales:

Norma: AISI 1018

Descripción: Es un acero de cementación no aleado principalmente utilizado para la elaboración de piezas pequeñas, exigidas al desgaste y donde la dureza del núcleo no es muy importante.

Aplicaciones: Levas uniones, bujes, pines, pivotes, pernos grado 3.

Largo: 6 mts



#### COMPOSICIÓN QUÍMICA

%C	%Si	%Mn	%P	%S
0 - 0,20	0 - 0,25	0 - 0,70	0 - 0,04	0 - 05

#### PROPIEDADES MECÁNICAS

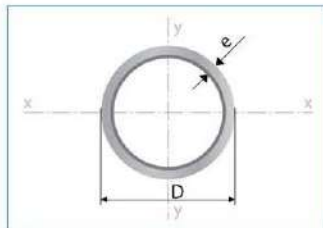
RESISTENCIA MECÁNICA (N/mm <sup>2</sup> )	PUNTO DE FLUENCIA (N/mm <sup>2</sup> )	Elongación % Min.	DUREZA ROCKWELL B
410 - 520	235	20	143

#### DIMENSIONES

DIÁMETRO
3/8"
1/4"
5/8"
3/4"
7/8"
1"
1-1/4"
1-1/2"
1-3/4"
2"
2-1/4"
2-1/2"
2-3/4"
3"
3-1/2"
4"
4-1/2"
5"
6"



# Tubería Mecánica Redonda



Largo Normal:  
6 metros  
Recubrimiento:  
Negro o Galvanizado  
Norma de Calidad:  
ASTM A366  
Norma de Fabricación:  
INEN 2415  
Espesores:  
Desde 0,60 a 1,50 mm  
Observaciones:  
Otras dimensiones y largos,  
previa consulta

## Aplicaciones

- Muebles metálicos en general.
- Plateros de cocina.
- Cerrajería (rejillas, puertas, etc).
- Partes y piezas para productos de línea blanca.
- Tubos para closets.
- Rieles de cortina.
- Ductos para cocinas.
- Fabricación de remolques.
- Tubos de escape para vehículos.

**INEN**



Designaciones			Área	Peso	Propiedades Estáticas		
Diámetro Exterior		Espesor			Flexión		
					Momento de inercia	Módulo de resistencia	Radio de giro
D		e	A	P	I	W	i
pulg.	mm	mm	cm <sup>2</sup>	kg/m	cm <sup>4</sup>	cm <sup>3</sup>	cm
1/2	12,70	0,60	0,23	0,18	0,04	0,07	0,43
		0,75	0,28	0,22	0,05	0,08	0,42
		0,90	0,33	0,26	0,06	0,09	0,42
		1,10	0,40	0,31	0,07	0,11	0,41
5/8	15,88	0,60	0,29	0,23	0,08	0,11	0,54
		0,75	0,36	0,28	0,10	0,13	0,54
		0,90	0,42	0,33	0,12	0,15	0,53
		1,00	0,47	0,37	0,13	0,16	0,53
		1,10	0,51	0,40	0,14	0,18	0,52
		1,50	0,68	0,53	0,18	0,22	0,51
3/4	19,05	0,60	0,35	0,27	0,15	0,16	0,65
		0,75	0,43	0,34	0,18	0,19	0,65
		0,90	0,51	0,40	0,21	0,22	0,64
		1,00	0,57	0,45	0,23	0,24	0,64
		1,10	0,62	0,49	0,25	0,26	0,64
		1,50	0,83	0,65	0,32	0,34	0,62
7/8	22,23	0,60	0,41	0,32	0,24	0,21	0,77
		0,75	0,51	0,40	0,29	0,26	0,76
		0,90	0,60	0,47	0,34	0,31	0,75
		1,10	0,73	0,57	0,41	0,37	0,75
		1,50	0,98	0,77	0,53	0,47	0,73
1	25,40	0,60	0,47	0,37	0,36	0,28	0,88
		0,75	0,58	0,46	0,44	0,35	0,87
		0,90	0,69	0,54	0,52	0,41	0,87
		1,00	0,77	0,60	0,57	0,45	0,86
		1,10	0,84	0,66	0,62	0,49	0,86
		1,50	1,13	0,88	0,81	0,64	0,85
1 1/4	31,75	0,75	0,73	0,57	0,88	0,55	1,10
		0,90	0,87	0,68	1,04	0,65	1,09
		1,10	1,06	0,83	1,25	0,78	1,08
		1,50	1,43	1,12	1,63	1,03	1,07
1 1/2	38,10	0,90	1,05	0,83	1,82	0,96	1,32
		1,10	1,28	1,00	2,19	1,15	1,31
		1,50	1,72	1,35	2,89	1,52	1,30
1 3/4	44,45	1,00	1,37	1,07	3,22	1,45	1,54
		1,10	1,50	1,18	3,52	1,58	1,53
		1,50	2,02	1,59	4,67	2,10	1,52
1 7/8	47,68	1,00	1,47	1,15	4,00	1,68	1,65
		1,10	1,61	1,26	4,37	1,83	1,65
		1,50	2,18	1,71	5,81	2,44	1,63
2	50,80	1,10	1,72	1,35	5,31	2,09	1,76
		1,50	2,32	1,82	7,06	2,78	1,74

# Anexo D: Características del Arduino Mega 2560

### Arduino MEGA 2560



The Arduino Mega 2560 is a microcontroller board based on the ATmega2560 (datasheet). It has 54 digital input/output pins (of which 14 can be used as PWM outputs), 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Mega is compatible with most shields designed for the Arduino Duemilanove or Diecimila.

**Product Overview**

**Index**

- Technical Specifications Page 2
- How to use Arduino Programming Environment, Basic Tutorials Page 6
- Terms & Conditions Page 7
- Environmental Policies half ton of green via Impatto Zero6 Page 7

**Power**

The Arduino Mega2560 can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically. External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. A waste from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The Mega2560 differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the ATmega16U2 programmed as a USB-to-serial converter.

The power pins are as follows:

- VIN: The input voltage to the Arduino board when it is using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- 5V: The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- GND: A GND supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 500 mA.
- GND: Ground pin.

**Memory**

The ATmega2560 has 256 KB of flash memory for storing code (of which 8 KB is used for the bootloader), 8 KB of SRAM and 4 KB of EEPROM (which can be read and written with the EEPROM library).

**Input and Output**

Each of the 54 digital pins on the Mega can be used as an input or output, using pinMode(), digitalWrite(), and digitalRead() functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- Digital 0 (RX) and 1 (TX): Serial 1: 16 (RX) and 17 (TX); Serial 2: 17 (TX) and 18 (RX); Serial 3: 18 (RX) and 19 (TX). Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. Pins 0 and 1 are also connected to the corresponding pins of the ATmega16U2 USB-to-TTL Serial chip.
- External Interrupts: 2 (interrupt 0), 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 3), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 5), and 21 (interrupt 2). These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the attachInterrupt() function for details.
- PWM: 0 to 13. Provide 8-bit PWM output with the analogWrite() function.
- SPI: 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SS), 53 (SCK). These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language. The SPI pins are also broken out on the ICSP header, which is physically compatible with the Duemilanove and Diecimila.
- USB: 19. There is a status LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on; when the pin is LOW, it's off.
- I2C: 20 (SDA) and 21 (SCL). Support I2C (TWI) communication using the Wire library (documentation on the Wiring website). Note that these pins are not in the same location as the I2C pins on the Duemilanove.

The Mega2560 has 16 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e., 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the ADCREF pin and analogReference() function.

There are a couple of other pins on the board:

- AREF: Reference voltage for the analog inputs. Used with analogReference().
- RESET: Bring this pin LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

**Technical Specification**

EAGLE Rev. [arduino-mega2560-reference-design.zip](#), [Schematic: arduino-mega2560-schematic.pdf](#)

**Summary**

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz

**the board**



Labels: TX/RX Leds, Test Led 13, digital pins, I2C, Power Led, USB Interface, External Power Supply, power pins, analog pins.

**Partners:** RS, radiospares, RADIONICS, ARDUINO

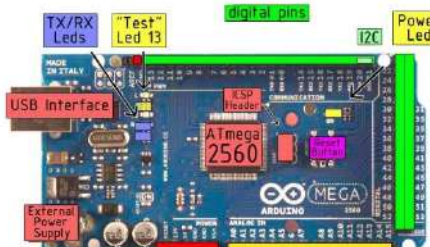
**Technical Specification**

EAGLE Rev. [arduino-mega2560-reference-design.zip](#), [Schematic: arduino-mega2560-schematic.pdf](#)

**Summary**

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz

**the board**



Labels: TX/RX Leds, Test Led 13, digital pins, I2C, Power Led, USB Interface, External Power Supply, power pins, analog pins.

**Partners:** RS, radiospares, RADIONICS, ARDUINO

**Power**

The Arduino Mega2560 can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically. External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. A waste from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The Mega2560 differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the ATmega16U2 programmed as a USB-to-serial converter.

The power pins are as follows:

- VIN: The input voltage to the Arduino board when it is using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- 5V: The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- GND: A GND supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 500 mA.
- GND: Ground pin.

**Memory**

The ATmega2560 has 256 KB of flash memory for storing code (of which 8 KB is used for the bootloader), 8 KB of SRAM and 4 KB of EEPROM (which can be read and written with the EEPROM library).

**Input and Output**

Each of the 54 digital pins on the Mega can be used as an input or output, using pinMode(), digitalWrite(), and digitalRead() functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- Digital 0 (RX) and 1 (TX): Serial 1: 16 (RX) and 17 (TX); Serial 2: 17 (TX) and 18 (RX); Serial 3: 18 (RX) and 19 (TX). Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. Pins 0 and 1 are also connected to the corresponding pins of the ATmega16U2 USB-to-TTL Serial chip.
- External Interrupts: 2 (interrupt 0), 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 3), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 5), and 21 (interrupt 2). These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the attachInterrupt() function for details.
- PWM: 0 to 13. Provide 8-bit PWM output with the analogWrite() function.
- SPI: 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SS), 53 (SCK). These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language. The SPI pins are also broken out on the ICSP header, which is physically compatible with the Duemilanove and Diecimila.
- USB: 19. There is a status LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on; when the pin is LOW, it's off.
- I2C: 20 (SDA) and 21 (SCL). Support I2C (TWI) communication using the Wire library (documentation on the Wiring website). Note that these pins are not in the same location as the I2C pins on the Duemilanove.

The Mega2560 has 16 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e., 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the ADCREF pin and analogReference() function.

There are a couple of other pins on the board:

- AREF: Reference voltage for the analog inputs. Used with analogReference().
- RESET: Bring this pin LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

**Partners:** RS, radiospares, RADIONICS, ARDUINO

**Communication**

The Arduino Mega2560 has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega2560 provides four hardware UARTs for TTL (5V) serial communication. An ATmega16U2 on the board channels one of these over USB and provides a virtual com port to software on the computer (Windows machines will need a .inf file, but OSX and Linux machines will recognize the board as a COM port automatically). The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the ATmega16U2 chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A SoftwareSerial library allows for serial communication on any of the Mega's digital pins.

The ATmega2560 also supports I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the documentation on the Wiring website for details. To use the SPI communication, please see the ATmega2560 datasheet.

**Programming**

The Arduino Mega2560 can be programmed with the Arduino software (download). For details, see the reference and tutorials.

The ATmega2560 on the Arduino Mega comes preburned with a bootloader that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol (reference, C header files).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see these instructions for details.



**Partners:** RS, radiospares, RADIONICS, ARDUINO

## Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Mega2560 is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega2560 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Mega2560 is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Mega2560. While it is programmed to ignore malformed data (ie. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Mega contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

## USB Overcurrent Protection

The Arduino Mega has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

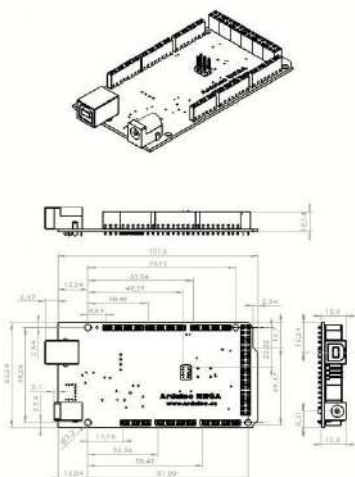
## Physical Characteristics and Shield Compatibility

The maximum length and width of the Mega PCB are 4 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.

The Mega is designed to be compatible with most shields designed for the Duemilanove or Duemilanove. Digital pins 0 to 13 (and the adjacent RESET and GND pins), analog inputs 0 to 5, the power header, and ICSP header are all in equivalent locations. Further, the main UART (serial port) is located on the same pins (0 and 1), as are external interrupts 0 and 1 (pins 2 and 3 respectively). SPI is available through the ICSP header on both the Mega and Duemilanove / Duemilanove. Please note that IC is not located on the same pins on the Mega (20 and 21) as the Duemilanove / Duemilanove (analog inputs 4 and 5).



## Dimensioned Drawing



## How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on Wiring) and the Arduino development environment (based on Processing). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, Max/MSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

### Linux Install

### Windows Install

### Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

### Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

File>Sketchbook> Arduino-0017>Examples> DigitalBlink

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

In Tools>Board select MEGA

Now you have to go to Tools>SerialPort and select the right serial port, the one arduino is attached to.



## Terms & Conditions



### 1. Warranties

1.1 The producer warrants that its products will conform to the specifications. This warranty shall be void if a piece from his date of this date. The producer shall not be liable for any defects in the products caused by negligence or carelessness for the Customer, including improper installation or wiring, or for any products that have been altered or modified in any way by the Customer. However, the producer shall not be liable for any defects in the board that the Customer's design, modification or installation for such products. Testing and other quality control techniques are used by the producer to produce its products.

1.2 These products shall conform to the warranty set forth above. The producer's sole liability shall be to replace or repair the products. The producer shall not be liable for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products. The producer shall not be liable for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products.

1.3 THE PRODUCER SHALL NOT BE LIABLE FOR ANY DAMAGES, INCLUDING CONSEQUENTIAL DAMAGES, ARISING FROM THE USE OF THE PRODUCTS. THE PRODUCER SHALL NOT BE LIABLE FOR ANY DAMAGES, INCLUDING CONSEQUENTIAL DAMAGES, ARISING FROM THE USE OF THE PRODUCTS.

1.4 Customers agree that they are using any systems that include the producer's products. Customers will not use any systems or the functionality of the products in any way that is prohibited by applicable laws, regulations, or industry standards. Customers agree to indemnify the producer for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products. Customers agree to indemnify the producer for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products.

1.5 The producer's products are not to be used in any way that is prohibited by applicable laws, regulations, or industry standards. Customers agree to indemnify the producer for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products. Customers agree to indemnify the producer for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products.

1.6 Customers agree to indemnify the producer for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products. Customers agree to indemnify the producer for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products.

### 2. Indemnification

The Customer agrees to indemnify the producer for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products. The Customer agrees to indemnify the producer for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products.

### 3. Consequential Damages Waiver

In no event shall the producer be liable for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products. The producer shall not be liable for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products.

### 4. Changes to specifications

The producer may make changes to specifications and product descriptions at any time without notice. The Customer must not rely on the product or its specifications for any purpose. The producer shall not be liable for any damages, including consequential damages, arising from the use of the products.



### Environmental Policies



The producer of Arduino has joined the Impatto Zero! policy of LifeGate. For each Arduino board produced is planted 1 tree and for each Arduino board produced is planted 1 tree.





## Anexo E: Características del Encoder

### Incremental 38-mm-Dia. Rotary Encoder

MCT38A/MCT38B/MCT38C

2 or 4 phase type

General purpose Encoder with  
External Diameter of 38mm

- Incremental model 2 or 4 phase type
- External diameter of 38mm
- Resolution available for 300/360/400/600.
- Various output type
- Solid shaft with Dia at 6 mm



#### Ordering Information

MCT38A/MCT38B/MCT38C - 

1	2	3	4	5	6

#### Section 1: Basic model name

**MCT38A:** 38mm Rotary Encoder(Mounting type A)  
**MCT38B:** 38mm Rotary Encoder(IP64)(Mounting type B)  
**MCT38C:** 38mm Rotary Encoder(Mounting type C)

Refer to drawings for the difference between  
MCT38A/MCT38B/MCT38C

#### Section 2: Shaft Size

**6:** Solid shaft with Dia at 6 mm

#### Section 3: Resolution

**300:** 300 ppr  
**360:** 360 ppr  
**400:** 400 ppr  
**600:** 600 ppr

**For 2 or 4 phase type, the option for resolution is limited to listed as above 300/360/400/600 PPR. other pulse is not available**

#### Section 4: Output phase

**2:** A B  
**4:** A  $\bar{A}$  B  $\bar{B}$

#### Section 5: Output type

**C:** Complementary(also known as Totem Pole)  
**N:** NPN Open collector  
**P:** PNP Open collector  
**V:** Voltage output  
**L:** Line driver(Power source 5VDC ONLY,Phase 4)  
**T:** Push-Pull(With inverted signal,Phase 4)

#### Section 6: Power Supply

**8:** 8-30 VDC(+/- 5%)  
**5:** 5 VDC(+/- 5%)

#### Section 7: Cable outgoing type

**G:** Side entry cable  
**E:** Rear entry cable

▲ Standard cable length is 2M

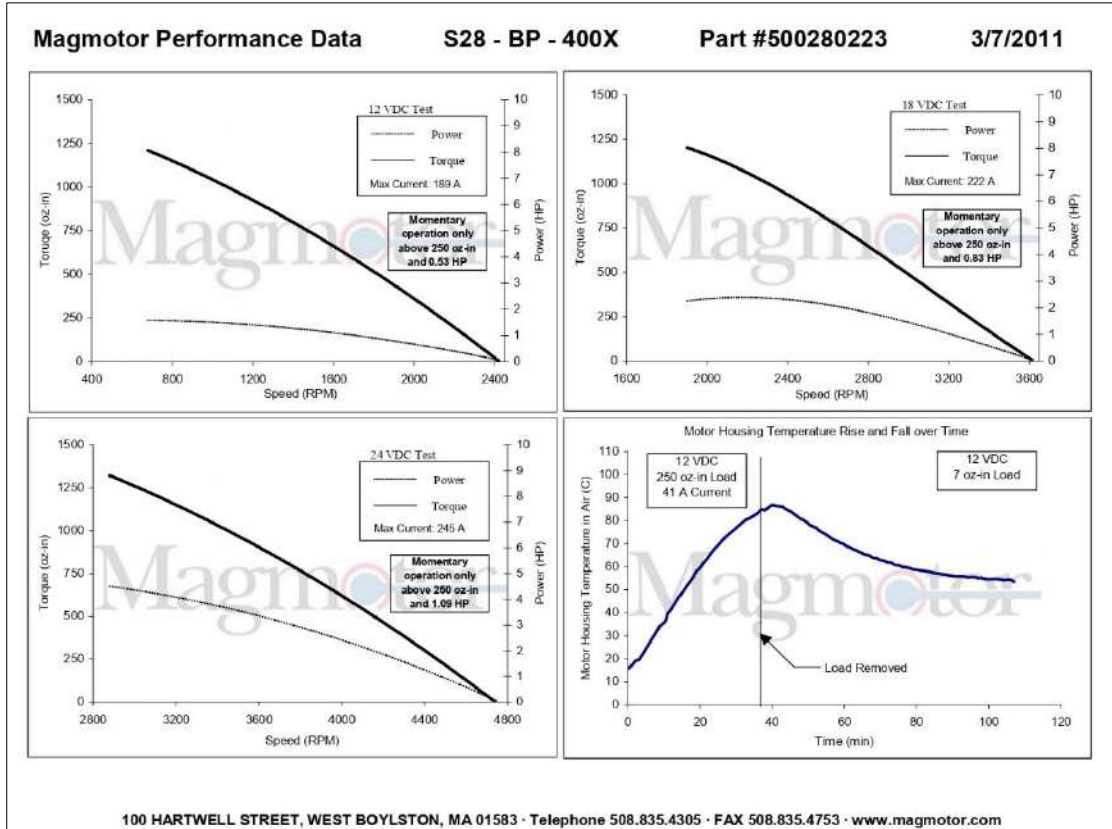
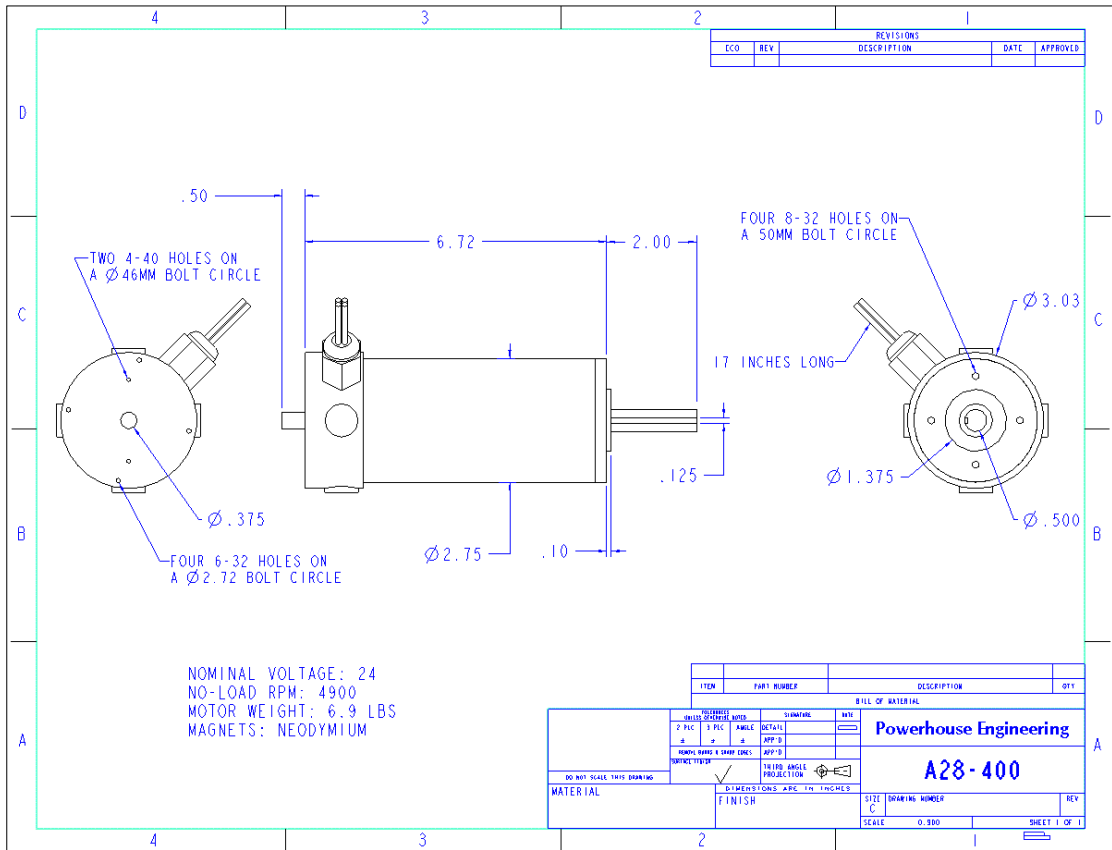
#### Ratings and Specifications

Power supply: 8-30 VDC  
Resolution: 300/360/400/600 ppr  
Current consumption: 100mA(Load disconnected)  
Load current: 50mA maximum per channel  
Output type: NPN/PNP open collector/Complementary/Voltage/Line Driver/Push-Pull(HTL with reverse signal)  
Frequency: 100KHZ Frequency=RPM\*Resolution/60  
Maximum permissible speed: 4000 rpm  
Shaft loading radial: 10N  
Shaft loading thrust: 20N  
Weight: Approx 0.2KG  
Protection level: IP50  
Temperature: operation(-10°C~+70°C), storage(-30°C~+85°C)  
Vibration resistance: 50m/s, 10-65 HZ, 1 mm double amplitude for 2 hours each in X, Y, and Z directions  
Shock resistance: 980m/s, 6m/s 2 times each in X, Y, and Z directions  
Starting torque:  $1 \times 10^{-3}$  N.m Maximum





**Anexo F: Especificaciones técnicas del motor**



# Anexo G: Características del puente H

HT

Handson Technology

View Online

BTS7960 High Current 43A H-Bridge Motor Driver

The BTS7960 is a fully integrated high current H bridge module for motor drive applications. Interfacing to a microcontroller is made easy by the integrated driver IC which features logic level inputs, diagnosis with current sense, slew rate adjustment, dead time generation and protection against overtemperature, overvoltage, undervoltage, overcurrent and short circuit. The BTS7960 provides a cost optimized solution for protected high current PWM motor drives with very low board space consumption.



SKU: DRV-1012

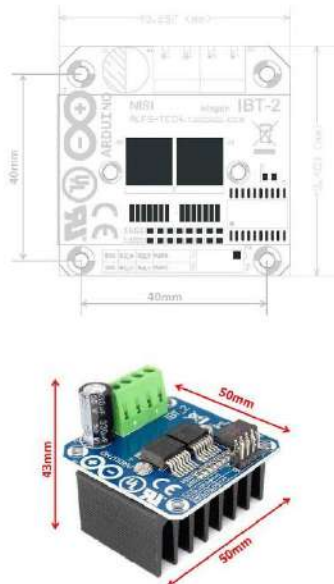
Brief Data:

- Input Voltage: 6 ~ 27Vdc
- Driver: Dual BTS7960 H Bridge Configuration
- Peak output: 43-Amp
- PWM capability of up to 25 KHz
- Control Input Level: 3.3~5V
- Control Mode: PWM or level
- Working Duty Cycle: 0 ~ 100%
- Over-voltage Lock Out
- Under-voltage Shut Down
- Board Size (LxWxH): 50mm x 50mm x 43mm
- Weight: ~66g

1

[www.handsontec.com](http://www.handsontec.com)

Mechanical Dimension:

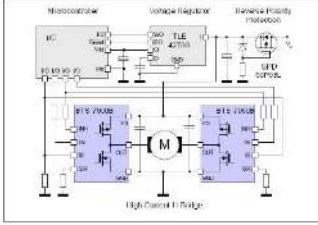


Top view dimensions: 50mm (L) x 50mm (W) x 43mm (H). Bottom view dimensions: 50mm (L) x 50mm (W) x 43mm (H).

2

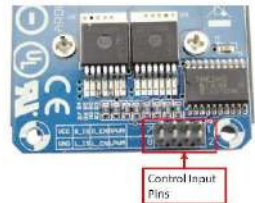
[www.handsontec.com](http://www.handsontec.com)

Schematic Diagram:



High Current H-Bridge

Control Input Pin Function:



Control Input Pins

Pin No	Function	Description
1	RPWM	Forward Level or PWM signal, Active High
2	LPWM	Reverse Level or PWM signal, Active High
3	R_EN	Forward Drive Enable input, Active High/Low Disable
4	L_EN	Reverse Drive Enable input, Active High/Low Disable
5	R_IS	Forward Drive, Side current alarm output
6	L_IS	Reverse Drive, Side current alarm output
7	Vcc	+5V Power Supply microcontroller
8	Gnd	Ground Power Supply microcontroller

3

[www.handsontec.com](http://www.handsontec.com)

Motor Power Supply & Output Pin Assignment:



Power Supply Input Pin

Motor Output Pin

Pin No	Function	Description
1	B+	Positive Motor Power Supply: 6 ~ 27VDC
2	B-	Negative Motor Power Supply: Ground
3	M+	Motor Output +
4	M-	Motor Output -

Controlling DC Motor with BTS7960 Using Arduino:

Below is the circuit connection using BTS7960 high power driver to control one DC motor with Arduino board. The potentiometer allows the control of motor speed and rotation direction of the motor.

4


[www.handsontec.com](http://www.handsontec.com)

## Anexo H: Certificado del Centro de rehabilitación "CENREFK" de la ciudad de Riobamba



### CENTRO DE REHABILITACION FISIOTERAPIA Y KINESIOLOGIA

*Ft. Byron Vilema*

Dirección: Larrea 21-12 y Guayaquil (junto a Panadería La Vienesita) - Tel.: (03) 2961105  
Cel.: 0984603618 / e-mail: ftbyronvilema@hotmail.com -  Cenrefk - Riobamba - Ecuador

### CERTIFICADO

A petición verbal de la interesada, certifico que la señorita **Mercy Dalila Rea Yáñez** con C.I. **172258918-9**, estudiante de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, de la Facultad de Informática y Electrónica, de la Carrera de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales, realizó en el centro de rehabilitación, fisioterapia y kinesiología "CENREFK", las pruebas de su trabajo de titulación denominado "Desarrollo de un prototipo de robot para rehabilitación de pacientes con lesiones en rodillas controlado mediante dispositivos móviles", con las siguientes características:

- ✓ El suministro eléctrico es de 110V.
- ✓ El desplazamiento varía de 0° a 120°.
- ✓ El peso máximo que soporta es de 150 kg por paciente.
- ✓ Facilita variaciones de velocidad para las rutinas de rehabilitación.
- ✓ Control del prototipo por medio de un dispositivo móvil.
- ✓ Guarda datos del paciente y las rutinas en una base de datos.
- ✓ Es transportable y de fácil operación.

Es todo cuanto podemos certificar en honor a la verdad, facultando a la interesada hacer uso del presente documento, como mejor convenga a sus intereses.

Riobamba, 26 de noviembre de 2019

MINISTERIO DE SALUD PÚBLICA  
Ft. Byron Vilema  
Ft. Byron Vilema Vizuet



Gerente del Centro de Rehabilitación, Fisioterapia y Kinesiología  
"CENREFK"